

Wechselwirkungen zwischen Atmung und Bewegung bei Fingerfolgetests unter besonderer Berücksichtigung des Einflusses der Atmung auf Lerneffekte bei feinmotorischen Aufgaben

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Dr. med.

an der Medizinischen Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von:

Ivo Hohlfeld

geb. 12.05.1980 in Löbau

angefertigt an:

Universität Leipzig, Carl-Ludwig-Institut für Physiologie

Betreuerin: PD Dr. med. habil. Beate Raßler

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom: 18.12.2012

Bibliographische Beschreibung

Ivo Hohlfeld

Wechselwirkungen zwischen Atmung und Bewegung bei Fingerfolgetests unter besonderer Berücksichtigung des Einflusses der Atmung auf Lerneffekte bei feinmotorischen Aufgaben

Universität Leipzig, Dissertation

69 Seiten, 111 Lit., 16 Abb., 7 Tab.

Referat: Der Stellenwert feinmotorischen Könnens und Handelns steigt im Zeitalter der globalen Vernetzung und Technisierung kontinuierlich an. Das Erlernen solcher motorischer Abläufe unterliegt vielen Einflüssen und Störgrößen. Aus vorangegangenen Arbeiten ist bekannt, dass die Atmung nicht nur mechanische, sondern auch zentralnervöse Einflüsse auf die Geschwindigkeit und Genauigkeit anderer Muskelaktivitäten hat. In der vorliegenden Arbeit wurden an 16 Probanden mittels sprunghörmiger Fingerfolgetests Lerneffekte bei feinmotorischen Bewegungen in Abhängigkeit von der Atmungsphase untersucht. Die Dauer eines Versuches lag im Mittel bei 15 Minuten mit einer Sprunghäufigkeit von ca. 8 Sprüngen pro Minute. Ziel war es, einer digital über Monitor präsentierten sprunghörmigen Vorgabefunktion durch eine Fingerbeugung so schnell und so genau wie möglich zu folgen. Die Folgegenauigkeit – dargestellt durch den Regelfehler – verbesserte sich im Laufe des Versuchs nur geringfügig ($p = 0.6$). Die Kennwerte der Geschwindigkeit (Latenzzeit, Anstiegszeit) wurden dagegen über die Versuchszeit schlechter. Letzterer Befund lässt sich eher als Folge von Ermüdung und nachlassender Konzentration interpretieren. Unter Berücksichtigung der Atmungsphase konnten wir dagegen einen positiven Lerneffekt mit signifikanter Verbesserung der Folgegenauigkeit bei den Sprüngen nachweisen, die in der frühen Expiration ausgelöst wurden. Dieses Ergebnis zeigt, dass feinmotorisches Lernen atmungsphasenabhängig moduliert wird.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1.	Wechselwirkungen der Atmung mit anderen motorischen Aktivitäten	3
1.2.	Zeitliche Variabilität der Wechselwirkungen zwischen Atmung und anderen motorischen Aktivitäten	5
1.3.	Untersuchungen zu Lern- und Ermüdungseffekten	7
1.4.	Fragestellung der vorliegenden Arbeit	9
2.	Methoden	10
2.1.	Experimente	10
2.2.	Versuchspersonen	10
2.3.	Versuchsprotokoll	11
2.4.	Versuchsaufbau	11
2.5.	Versuchsparameter	14
2.5.1.	Bewegungsparameter	16
2.5.2.	Atmungsparameter	17
2.5.3.	Verteilung der Vorgabesprünge über den Atmungszyklus	17
2.6.	Auswertung und Statistik	20
3.	Ergebnisse	21
3.1.	Verteilung der Vorgabesprünge über den Atmungszyklus	21
3.1.1.	Atemperiodendauer in Ruhe und während der Folgebewegung	21
3.1.2.	Vergleich der mittleren Atemperiodendauer in erstem und zweitem Versuchsabschnitt	23
3.2.	Absolutwerte der Folgebewegungsparameter	24
3.3.	Phasenunabhängige Veränderungen der Bewegungsparameter über den Versuchszeitraum (Verlaufseffekt)	25
3.3.1.	Gegenüberstellung von erstem und zweitem Versuchsabschnitt	26
3.3.2.	Untersuchung der Einzelwerte (Trendanalyse)	26
3.3.3.	Untersuchung von Minuten-Mittelwerten	28
3.4.	Atmungsphasenabhängige Variationen von Atmung und Bewegung	30
3.4.1.	Atmungsphasenabhängige Modulation des zeitlichen Atmungsmusters	30

3.4.2.	Atmungsphasenabhängige Modulation der Folgebewegung.....	32
3.5.	Atmungsphasenabhängige Modulation der zeitlichen Änderung der Folgebewegung (Verlaufseffekte).....	34
3.5.1.	Gegenüberstellung der ersten und zweiten Versuchshälfte	34
3.5.2.	Trendanalyse der Bewegungsparameter	35
4.	Diskussion	40
4.1.	Der sprungförmige Folgeregeltest.....	40
4.1.1.	Kenngößen der Folgebewegung.....	41
4.1.2.	Sprungförmige Folgeregelungen als Optimierungsaufgabe.....	44
4.2.	Atmungsphasenabhängige Wechselwirkungen zwischen Atmung und Sprung-Folgebewegungen.....	45
4.2.1.	Beeinflussung des zeitlichen Atmungsmusters durch die Folgebewegung.....	45
4.2.2.	Beeinflussung der Folgebewegung durch die Atmung.....	48
4.3.	Verlaufsabhängige Änderungen des Atmungsmusters und der Folgebewegung.....	49
4.3.1.	Änderung des Atmungsmusters im Verlauf des Folgetests	50
4.3.2.	Änderung der Bewegungsparameter im Verlauf des Folgetests	51
4.4.	Atmungsphasenabhängigkeit der Verlaufseffekte	55
4.5.	Schlussfolgerung.....	57
5.	Zusammenfassung	58
6.	Literaturverzeichnis	61
7.	Danksagung	70
8.	Anhang	71
8.1.	Selbstständigkeitserklärung.....	71
8.2.	Lebenslauf	72

1. Einleitung

Bereits im Kleinkindalter wird die feinmotorische Entwicklung als wesentliches Kriterium zur Beurteilung einer altersgerechten Entwicklung herangezogen. Schon im Kindergartenalter oder zum Zeitpunkt der Einschulungsuntersuchungen, also im Alter zwischen 3. und 7. Lebensjahr, werden wiederholt verschiedene feinmotorische Fähigkeiten beurteilt. Das Ergebnis dieser Einschätzung bildet einen Schwerpunkt bei der Beurteilung der Schulfähigkeit. Tatsächlich nimmt die Bedeutung feinmotorischer Fertigkeiten im Alltagsleben von Jugendlichen und Erwachsenen immer mehr zu. Während die Arbeitswelt noch vor 50 Jahren durch einen beträchtlichen Anteil mittlerer bis schwerer körperlicher Arbeit geprägt wurde, ist dieser Anteil seitdem stark zurückgegangen. In zahlreichen Bereichen hat sich das Tätigkeitsprofil von körperlicher Arbeit hin zu Computerarbeitsplätzen entwickelt. Berufliche Tätigkeiten, die nahezu ausschließlich am Computer erfolgen, sind jedoch nur ein sehr augenscheinliches Beispiel für die heutzutage erheblich gestiegene Anforderung an feinmotorische Fähigkeiten. Es sind grundlegende Dinge, deren alltägliche Abläufe nur bei intakter und gut entwickelter Feinmotorik möglich sind. Die Allgegenwärtigkeit wird uns allerdings zumeist erst dann bewusst, wenn aufgrund von Verletzung oder Krankheit diese nicht mehr oder nur noch eingeschränkt durchführbar sind. Der große Bereich der erlernten und regelmäßig abzurufenden feinmotorischen Prozesse geht von Schleifenbinden, Zeichnen, Schreiben oder Spielen von Instrumenten bis hin zur Anwendung mittlerweile alltäglicher Technik wie der Nutzung von Computern in der Freizeit oder der Bedienung von Mobiltelefonen und Spielkonsolen. Um all diese Dinge bewältigen zu können und sich somit in der heutigen Zeit „normal“ im Alltag zu etablieren, müssen feinmotorische Prozesse, also Bewegungsabläufe, erlernt, optimiert und als Engramme im Kleinhirn abgespeichert werden. Vor diesem Hintergrund erscheint es heute wichtiger denn je, die Bedingungen für und Einflüsse auf feinmotorische Lernprozesse zu kennen. Ein wichtiger Aspekt dabei ist die Tatsache, dass Skelettmuskeln nicht völlig isoliert voneinander aktiviert oder entspannt werden können. Bei jeder willentlichen Muskelaktion werden neben den Muskeln, die gezielt aktiviert werden, und denen, die dabei für die Stabilisierung der Körperhaltung benötigt werden, weitere Muskeln aktiviert, die keinen erkennbaren Beitrag zur geforderten motorischen Aktion leisten [Buytendijk 1956]. Ein charakteristisches Beispiel für diese sog. motorische

Hintergrundaktivität ist, wie an EMG-Untersuchungen gezeigt werden konnte, die Kontraktion des M. frontalis bei feinmotorischer Beanspruchung z.B. der Finger- oder Unterarmmuskulatur (Grimm 1991). Das zeitliche Muster einer einzelnen motorischen Aktion wird daher mit denen gleichzeitig stattfindender Aktivitäten abgestimmt. Das wird besonders bei bilateralen, insbesondere rhythmischen, Bewegungen (z.B. beidhändigem Klopfen oder Klavierspielen) deutlich, bei denen sich eine starke Tendenz zur Synchronisation gleichsinniger (relative Phase = 0, *in-phase*-Modus) oder gegensinniger (relative Phase = 0,5, *anti-phase*-Modus) Bewegungsphasen zeigt. Tatsächlich lässt sich bei beidhändigem Fingerklopfen mit systematisch variiert relativer Phase die größte Stabilität (d.h. die kleinste Differenz zwischen geforderter und beobachteter Phase) in diesen beiden Modi nachweisen (Schöner/Kelso 1988; Tuller/Kelso 1989). Beim Klavierspielen offenbart sich diese Tendenz in der Schwierigkeit, mit einer Hand Viertel- oder Achtelnoten und mit der anderen Hand Triolen zu spielen.

Unter diesem Gesichtspunkt verdient die Atmung besonderes Augenmerk, da sie eine skelettmotorische Aktivität darstellt, die lebenslang und ununterbrochen abläuft. Auch wenn wir nur selten die Atmung bewusst beachten, kann sie gleichzeitige motorische Aktivitäten beeinflussen – ihren Ablauf begünstigen oder stören. Bei motorischen Tätigkeiten, deren Erfolg von einer Stabilisierung im Brustkorb und Schultergürtel abhängt, wie z.B. Schießen, ist eine derartige Beeinflussung durch die Atmung offensichtlich, und Schützen lernen daher sehr bald, im Moment des Zielens und Abschießens die Atmung kurz anzuhalten. Aber nicht bei jeder feinmotorischen Tätigkeit wird die Atmung zwischendurch angehalten. Beim Zeichnen komplizierter Figuren, bei feinen Steuerungsbewegungen mit der Computermouse oder bei filigranen künstlerischen Arbeiten wird nur selten die Atmung unterbrochen. Dabei eröffnen sich eine Reihe von Fragen, z.B.: Inwiefern kann die Atmung möglicherweise das Ergebnis solcher feinmotorischer Prozesse beeinträchtigen, oder inwiefern kann durch eine günstige zeitliche Abstimmung zwischen Atmung und feinmotorischer Aufgabe ein besseres Ergebnis erzielt werden? Inwiefern kann man beim Erlernen feinmotorischer Fertigkeiten auch lernen, ungewollte Störungen durch die Atmung zu vermeiden? In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, ob durch häufiges Wiederholen einer einfachen feinmotorischen Tätigkeit deren unbewusste zeitliche Beziehung mit der Atmung verändert wird und ob dadurch eine zusätzliche Verbesserung der feinmotorischen Leistung erreicht wird.

1.1. Wechselwirkungen der Atmung mit anderen motorischen Aktivitäten

Mechanische Interaktionen

Die Atmungsmuskeln und die auxiliären Atmungsmuskeln greifen am Thorax und Schultergürtel an. Sie sind in zahlreiche Bewegungen im Halsbereich, im Schultergelenk und im Rumpfbereich involviert, müssen aber auch Anforderungen an die Stabilisierung dieser Körperpartien genügen, wie das oben geschilderte Beispiel des Schützen zeigt. Umgekehrt wird diese Einbindung bei Patienten mit schweren Ventilationsstörungen deutlich, die bei Atemnot ihren Schultergürtel durch Aufstützen der Arme bzw. Unterarme („Kutschersitz“, „Reitsitz“) fixieren, um eine erleichterte und vertiefte Atmung zu ermöglichen (Edel 1999). Bei einigen Vierfüßlern (z.B. beim Pferd) wird – vor allem während des Galoppierens – die Bewegung der Extremitäten auf das Zwerchfell übertragen. Dadurch kommt es zu einer mechanischen Kopplung von Atmung und Laufbewegung (Bramble/Carrier 1983, Bramble/Jenkins 1993; Lafortuna et al. 1996). Dabei begünstigen die weit auseinandergestreckten Vorder- und Hinterläufe durch eine Vergrößerung des Thoraxvolumens in kraniokaudaler Richtung die Inspiration. Umgekehrt bewirkt die nachfolgende Annäherung der Vorder- und Hinterläufe durch eine Verkleinerung des Thoraxvolumens eine Forcierung der Expiration. Beim Menschen besteht eine solche mechanische Kopplung zwischen Laufbewegungen und Atmung jedoch nicht (Banzett et al. 1992).

Nerval vermittelte Interaktionen

Die Steigerung der Atmung unmittelbar zu Beginn einer körperlichen Arbeit wird als Folge einer nervalen Beeinflussung des Rhythmogenesezentrums der Atmung angesehen. Die Annahme einer kortikalen Quelle eines solchen nicht-rückgekoppelten Atmungsantriebs („*feed-forward control mechanism*“) wurde bereits vor rund 100 Jahren durch Krogh und Lindhard (1913) postuliert. Nervale Impulse aus motorischen Kortexfeldern erreichen über Kollateralen die vegetativen Zentren in der Medulla oblongata (Kreislaufzentrum, Atmungszentrum) und steigern deren Aktivität proportional zur zu leistenden Arbeit. Diese Einflüsse werden daher auch als „zentrale (oder kortikale) Mitinnervation“ bezeichnet. Das zentrale Kommando zum medullären Atmungszentrum stammt nicht allein aus kortikalen Gebieten sondern auch aus anderen suprapontinen Hirnanteilen, z.B. aus dem Hypothalamus (Eldridge et al. 1985). Auch reflektorische Interaktionen sind an der Ventilationssteigerung bei

körperlicher Arbeit beteiligt. Sie werden beispielsweise durch Muskelspindeln und Gelenkrezeptoren in den Extremitäten realisiert und modifizieren die Aktivität des medullären Atmungszentrums (von Euler 1973, Tibes 1977). Umgekehrt kann die Stärke des H-Reflexes von Extremitätenmuskeln durch respiratorische Manöver, z.B. Lachen, Husten oder forcierte Expiration, moduliert werden (Gandevia et al. 1998; Overeem et al. 2004), was auf eine respiratorische Beeinflussbarkeit der Motoneuronenerregbarkeit hinweist. Auf die im Rahmen von Muskelarbeit auftretenden chemisch-metabolisch bedingten Atmungsänderungen soll hier nicht näher eingegangen werden.

Obwohl beim Menschen keine mechanische Kopplung zwischen Atmung und Lokomotionsbewegungen existiert (Banzett et al. 1992), kann man jedoch gelegentlich an sich selbst – z.B. beim Joggen – beobachten, dass man im Laufrhythmus atmet. Derartige Rhythmusabstimmungen zwischen Atmung und anderen Bewegungen (Nichtatmungsbewegungen) treten bei Lokomotionsbewegungen, z.B. Gehen (Hill et al. 1988; Loring et al. 1990; van Alphen/Duffin 1994; Raßler/Kohl 1996; O'Halloran et al. 2011), Laufen (Bramble/Carrier 1983; Perségol et al. 1991; Bernasconi/Kohl 1993; Bernasconi et al. 1995; McDermott et al. 2003), Radfahren (Jasinskas et al. 1980; Kohl et al. 1981; Garlando et al. 1985; Bernasconi/Kohl 1993; Takano/Deguchi 1997) oder Rudern (Mahler et al. 1991; Steinacker et al. 1993; MacLennan et al. 1994; Siegmund et al. 1999) auf, aber auch bei verschiedenartigsten anderen rhythmischen Bewegungen, z.B. bei rhythmischen Beuge-Streckbewegungen des Unterarms (Ebert et al. 1998; 2000), rhythmischen Fingerbewegungen einschließlich des Klavierspielens (Wilke et al. 1975; Ebert 1996; Ebert et al. 2002) oder bei rhythmischen Kopfbewegungen (Raßler/Raabe 2003). Dabei passt sich nicht nur der Rhythmus der Atmung an den der begleitenden Bewegung an, sondern es besteht eine echte Wechselwirkung, indem die Atmung auch das zeitliche Bewegungsmuster moduliert (Raßler 1988; Raßler et al. 1990; Raßler/Kohl 2000). Charakteristisch für diese Interaktionen ist, dass sie unabhängig von mechanischen Beeinflussungen auftreten können, wie bei rhythmischen Augenbewegungen oder passiven rhythmischen Körperdrehungen gezeigt werden konnte (Waurick 1973; Raßler/Raabe 2003). Als Quelle der zeitlichen Abstimmungen wird eine nervale Interaktion auf zentralnervöser Ebene (Rückenmark, Hirnstamm) angesehen. Erstmals beschrieben und systematisch untersucht wurde das Phänomen der gegenseitigen Anpassung der zeitlichen

Abläufe von gleichzeitigen skelettmotorischen Aktivitäten durch Erich von Holst, der dafür den Begriff „zentralnervöse Koordination“ prägte (zusammengefasst dargestellt in: von Holst 1939). Seine ersten Untersuchungen führte er an Knochenfischen durch, konnte die zentralnervöse Koordination später aber auch an Lokomotionsbewegungen von Säugern einschließlich Menschen nachweisen. Die oben aufgeführten Studien, die die Rhythmusabstimmungen zwischen beidhändigem Fingerklopfen sowie zwischen Atmung und Nichtatmungsbewegungen am Menschen untersuchten und dabei die Merkmale der zentralnervösen Koordination belegten, sind nur ein kleiner Teil der in dieser Richtung angefertigten Arbeiten.

1.2. Zeitliche Variabilität der Wechselwirkungen zwischen Atmung und anderen motorischen Aktivitäten

In seinen Arbeiten zur zentralnervösen Koordination konnte von Holst zeigen, dass die Wechselwirkungen zwischen gleichzeitigen motorischen Aktionen nicht zwingend an rhythmische Prozesse gebunden sind. Auch eine kurzdauernde nichtrhythmische Aktion vermag Änderungen im Ablauf einer gleichzeitigen rhythmischen Bewegung hervorzurufen (von Holst 1939). Die Wirkungen dieser kurzen nichtrhythmischen Aktivität hängen unter anderem von der Phase der begleitenden rhythmischen Bewegung ab. In unserer Arbeitsgruppe wurde in zurückliegenden Jahren die Abhängigkeit dieser Wechselwirkungen von der Atmungsphase systematisch untersucht (Raßler 2000; Raßler et al. 1996, 1999, 2000).

Wechselwirkungen zwischen Atmung und kurzdauernden Fingerfolgebewegungen

Die Atmungsphasenabhängigkeit der Wechselwirkungen zwischen Atmung und Bewegung wurde mit kurzen Fingerfolgebewegungen untersucht (Raßler et al. 1996). Fingerbewegungen sind besonders geeignet, da metabolische oder mechanische Interaktionen mit der Atmungsmuskulatur vernachlässigbar sind und daher ein zentralnervöser Ursprung der Wechselwirkungen am ehesten anzunehmen ist. Bei diesem Fingerfolgetest mussten die Probanden einem visuell präsentierten sprungförmigen Vorgabesignal mit einer raschen Beugung des rechten Zeigefingers folgen, um die visuell kontrollierte Position ihres Fingers so schnell und so genau wie möglich wieder mit der Position des Vorgabesignals zur Deckung zu bringen. Diese

Folgebewegungen wurden in verschiedenen Abschnitten des Atemzuges ausgelöst. Dabei konnten die Autoren zeigen, dass die Folgebewegung den Ablauf der Atmung verändert und zwar in Abhängigkeit von der Atmungsphase, in der die Bewegung ausgelöst wird. Erfolgte das Signal während der Inspiration, verkürzte sich der laufende Atemzug (sowohl Inspirations- als auch Expirationsdauer). Wurde die Folgebewegung zu Anfang und in der Mitte der Expiration ausgelöst, waren die Wirkungen auf die laufende Expiration variabel. Bewegungsauslösung am Ende der Expiration führte hingegen oft zu einer Verlängerung der laufenden Expiration und zu einer Verkürzung des folgenden Atemzuges. Die Veränderung des Atmungsablaufs durch die Folgebewegung wird im Weiteren als Atmungsantwort bezeichnet. Auch das Ergebnis der Folgebewegung variierte atmungsphasenabhängig. In zeitlicher Nachbarschaft zum Atemphasenwechsel (Übergang Inspiration/Expiration, IE bzw. Expiration/Inspiration, EI) wurden die Folgebewegungen langsamer und ungenauer ausgeführt als in der Mitte von In- und Expiration (Raßler et al. 1996). Dieser Befund war besonders bedeutsam, weil er zeigte, dass sich die Atmung einer gleichzeitigen anderen Bewegung nicht einfach unterordnet, sondern ihrerseits die scheinbar rein willenskontrollierte Extremitätenmotorik zu beeinflussen vermag. Nur in wenigen anderen Studien fanden sich Hinweise auf eine Beeinflussung willkürmotorischer Aktivitäten durch die Atmung. Am Kaninchen wiesen Viala und Mitarbeiter eine direkte reziproke Interaktion im Sinne der zentralnervösen Koordination zwischen dem respiratorischen Rhythmusgenerator und zentralen lokomotorischen Mustergeneratoren auf spinaler und medullärer Ebene nach (Viala 1986, Viala/Freton 1979, Viala et al. 1987, Perségol et al. 1988). Am Menschen konnten wir zeigen, dass der Atmungsrythmus durch zentralnervöse Koordination Einfluss auf den Schrittrhythmus beim Gehen ausüben kann (Raßler/Kohl 2000). In weiterführenden Experimenten wurde untersucht, inwiefern diese atmungsphasenabhängigen Wechselwirkungen durch äußere Faktoren moduliert werden. Speziell untersuchten wir Einflüsse des Atmungsantriebs durch Vergleich mit CO₂-angereichertem Inspirationsgas (Raßler et al. 1999), der geforderten Muskelgruppen durch Vergleich der Fingerbeuger und –strecker (Raßler 2000), der Art der fingermotorischen Aktivität (Haltungsregulation) und der dabei geforderten Kraft (Raßler et al. 2000) sowie die Auswirkung von Lern- und Ermüdungseffekten.

1.3. Untersuchungen zu Lern- und Ermüdungseffekten

In bisherigen Experimenten mit Fingerfolgetests bekamen die Probanden vor Beginn der eigentlichen Experimente Gelegenheit, für etwa 10 Minuten den Folgetest zu üben, um eventuelle Lerneffekte auszuschließen. In diesen Untersuchungen wurde das Vorgabesignal in mehreren (meistens 6) unterschiedlichen Atmungsphasen ausgelöst. In jeder Atmungsphase wurden mindestens 20 Folgebewegungen (im Weiteren kurz als „Sprünge“ bezeichnet) durchgeführt. Da zwischen den einzelnen Sprüngen durchschnittlich 3-4 unbeeinflusste Atemzüge liegen sollten, zog sich ein Versuch gewöhnlich über 30-40 Minuten hin. Obwohl die Versuchspersonen bei anschließender Befragung keine nennenswerte Ermüdung durch den Versuch angaben, wollten wir mögliche Einflüsse durch Lerneffekte einerseits und durch unbewusste Ermüdung und nachlassende Aufmerksamkeit andererseits auf die Ergebnisse der Fingerfolgetests gezielt untersuchen. In einer ersten Untersuchung (Nietzold 2000) unterzogen sich 7 Probanden, die ein solches Experiment noch nie zuvor durchgeführt hatten, einem Fingerfolgetest, der 35-40 Minuten ohne Unterbrechung dauerte. In diesem Zeitraum absolvierte jeder Proband 80-100 Folgebewegungen. Die Auslösung der Vorgabesprünge erfolgte wie oben beschrieben, nur wurden sie immer in derselben Atmungsphase (mit Beginn der Inspiration) gegeben. In den ersten 6-8 Testminuten war die Folgegenauigkeit signifikant schlechter als im weiteren Verlauf. Danach zeigte sie leichte, periodische Schwankungen, jedoch keine systematische Verschlechterung am Ende des Beobachtungszeitraums. Die Reaktion der Atmung („sensomotorische Atmungsantwort“) bestand in einer leichten Verlängerung der Atemzugdauer über die Versuchszeit, diese war jedoch nicht signifikant. Mit den Ergebnissen konnte bestätigt werden, dass die gewählte Übungszeit für das gewählte Zeitregime des Fingerfolgetests ausreichte, um Lerneffekte der Folgebewegung aus dem eigentlichen Experiment auszuschließen. Zudem war die Dauer der Experimente angemessen, ohne Ermüdungseffekte hervorzurufen. Die tendenziell zunehmende Atmungsantwort kann jedoch als Hinweis auf eine erleichterte Anpassung des Atmungsrythmus an die Folgebewegungen angesehen werden. Jasinkas et al. (1980) beschrieben, dass sich in Wiederholungsexperimenten die Koordination von Atmung und Fahrradfahren gegenüber der Erstuntersuchung verbesserte. Im direkten Vergleich der Koordinationsstärke zwischen Atmung und Gehen bzw.

Fahrradfahren zeigte sich eine engere Koordination beim Gehen, die als Folge einer höheren Vertrautheit mit diesem Bewegungsablauf und einer geringeren dafür notwendigen Aufmerksamkeit interpretiert wurde (Bernasconi/Kohl 1993).

Ausgehend von dieser Annahme und den zuvor gewonnenen Ergebnissen sollte geprüft werden, ob größere Routine bei einer feinmotorischen Aufgabe durch mehrfache Wiederholung die Atmungs-Bewegungs-Koordination verbessert. Wir vermuteten, dass durch mehrfache Wiederholung auch das Lernintervall am Anfang des Tests verkürzt wird, im Gegenzug aber Motivation und Aufmerksamkeit der Probanden nachlassen und damit die Folgeergebnisse schlechter werden. Dazu wurde eine zweite Testserie mit ebenfalls 7 Probanden durchgeführt, die nicht nur mit dem Fingerfolgetest sondern auch mit allen übrigen Versuchsbedingungen, vor allem mit der Registrierung der Atmung und dem Tragen einer Atemmaske, völlig unvertraut waren (Sörgel 2006). Während der ersten beiden der insgesamt 5 Testtage wurden die Probanden zunächst an das Laborumfeld, die Versuchsbedingungen und an das Tragen einer Atemmaske gewöhnt. Von Tag 2 bis Tag 5 absolvierten die Probanden täglich einen Fingerfolgetest, der in gleicher Weise gestaltet war wie in der ersten Untersuchung von Nietzold (2000). Der erste und der letzte dieser Tests wurden verglichen. Zwischen diesen beiden Tests fanden wir keinen signifikanten Unterschied der Folgegenauigkeit. Während jedoch die Folgegenauigkeit im ersten Drittel des ersten Tests signifikant schlechter war als in dessen weiterem Verlauf, war dieser Unterschied im letzten Test nicht signifikant, d.h. das initiale Lernintervall verschwand nach wiederholtem Üben. Eine systematische Verschlechterung der Folgegenauigkeit gegen Testende wurde in keinem der beiden Tests gefunden, im letzten Test wurde die Folgegenauigkeit in den letzten Testminuten sogar leicht besser. Die Atmungsantwort zeigte in beiden Tests keinen signifikanten Unterschied. Bei Differenzierung in inspiratorische und expiratorische Antwort fiel die expiratorische Antwort im letzten Test jedoch signifikant größer aus als im ersten. Dieses Ergebnis bestätigt die oben angeführte Annahme von Bernasconi und Kohl (1993) in dem Sinne, dass die Anpassung des Atmungsrythmus an die feinmotorische Aufgabe erleichtert, d.h. die Atmungs-Bewegungs-Koordination verbessert wird.

1.4. Fragestellung der vorliegenden Arbeit

Atmungs-Bewegungs-Koordination ist keine einseitige Beeinflussung der Atmung durch die zusätzliche Bewegung sondern schließt immer – wenngleich auch meist in geringerem Maße – die umgekehrte Einflussrichtung (Modulation der Bewegung durch die Atmung) ein. Trotz der oben genannten Ergebnisse bleibt also die Frage offen, ob sich die lernbedingt verbesserte Atmungs-Bewegungs-Koordination – zusätzlich zum reinen Lerneffekt – positiv auf die Ausführung feinmotorischer Tätigkeiten auswirkt oder ob die engere Koordination Stabilität und Unabhängigkeit der Nichtatmungsbewegung einschränkt und damit die Genauigkeit der Folgebewegung beeinträchtigt. Bei künstlerisch eingesetzten Bewegungen, z.B. beim Spielen eines Instruments, ist besonders deutlich erkennbar, dass selbst kleinste Modulationen im Bewegungsablauf, vor allem bei der zeitlichen Abstimmung der einzelnen Komponenten der Gesamtbewegung, eine entscheidende Rolle spielen (Ebert 1996). Aber auch im Alltag gewinnt die Feinmotorik immer mehr an Bedeutung. Das Erlernen feinmotorischer Bewegungen könnte durch gezielte Ausnutzung der Atmungs-Bewegungs-Koordination optimiert werden. Empirisch wird das auch angewendet, häufig z.B. beim Erlernen musikalischer Fähigkeiten wie dem Spielen eines Instruments (Ebert 1996). In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, ob in bestimmten Phasen der Atmung feinmotorisches Lernen besser als in anderen erfolgen kann. Der auch schon in früheren Untersuchungen verwendete Fingerfolgetest eignet sich besonders gut, denn er basiert auf kurzen Bewegungen, die in unterschiedliche Phasenbeziehungen zum Atmungsrhythmus gesetzt werden können. Die Kopplung einer gezielten Bewegung mit einer Reaktionsaufgabe in diesem Test entspricht zahlreichen Anforderungen des Alltags. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Bewegungen von ihrem Grundmuster einfach sind und für den Test – wie das für viele motorische Lernaufgaben im Erwachsenenalter gilt – nur in einem neuen Kontext, unter einer spezifischen Aufgabenstellung, geübt werden müssen.

2. Methoden

2.1. Experimente

Die Probanden absolvierten einen visuell geführten Fingerfolgetest (Tracking-Test). Ihre Aufgabe bestand darin, einer auf einem Monitor dargebotenen Sprungfunktion durch rasche Beugung des rechten Zeigefingers so schnell und so genau wie möglich zu folgen. Die „Sprünge“ der Vorgabefunktion wurden in 6 unterschiedlichen Phasen der Atmung ausgelöst, worüber die Probanden jedoch nicht informiert wurden. Die Phasen waren folgendermaßen definiert: Start der Inspiration (0I), nach 30% (30I) und nach 60% der Inspirationsdauer (60I), Start der Expiration (0E), nach 40% (40E) und nach 70% der Expirationsdauer (70E).

2.2. Versuchspersonen

An der Untersuchung nahmen 16 gesunde Versuchspersonen (9 *männliche*, 7 *weibliche*) im Alter zwischen 17 und 66 Jahren (*Mittelwert $35,4 \pm 13,3$ Jahre*) teil, davon waren 14 Rechtshänder und 2 Linkshänder. Sie hatten einen solchen Folgeregeltest zuvor noch nie absolviert. Keine der Versuchspersonen hatte respiratorische, motorische oder andere neurologische Erkrankungen. Sechs Probanden waren regelmäßig sportlich aktiv (mindestens 2 Stunden pro Woche); drei Probanden spielten ein Musikinstrument. Die Versuchspersonen waren Schüler, Studenten und Mitarbeiter bzw. ehemalige Mitarbeiter wissenschaftlicher Institutionen, die täglich mehrere Stunden am Computer tätig waren. Alle, auch die Linkshänder, gaben an, die Computermouse mit der rechten Hand zu bedienen. Alle Versuchspersonen wurden vor Versuchsbeginn über den Ablauf und die Versuchsbedingungen aufgeklärt, nicht jedoch über die Fragestellung und den theoretischen Hintergrund der Experimente. Die Probanden bestätigten durch ihre Unterschrift, dass sie freiwillig am Versuch teilnahmen und darüber aufgeklärt worden waren.

2.3. Versuchsprotokoll

Jeder Proband hatte eine Testsitzung zu absolvieren, die insgesamt etwa 1 Stunde Zeit beanspruchte. Nach der Aufklärung über den Versuch und Instruktion zur Durchführung wurden die Probanden zu individuellen Merkmalen (z.B. motorische und musische Fähigkeiten, respiratorische und motorische Vorerkrankungen, Händigkeit etc.) sowie zur Tagesform (z.B. Motiviertheit zum Test, Wohlbefinden, Müdigkeit, Stress, akute Krankheitssymptome etc.) befragt. Anschließend wurden sie an der Versuchseinrichtung platziert und mit den Messinstrumenten (Atemmaske mit Pneumotachografie-Düse, Goniometer) verbunden. Das Vorgabesignal und die auf dem Monitor grafisch dargestellte Fingerbewegung wurden den Probanden demonstriert, und sie bekamen anschließend Gelegenheit, sich 5-7 min lang mit den Versuchsbedingungen und der Bewegungsaufgabe vertraut zu machen. In dieser Gewöhnungsphase wurden ca. 4-5 Sprünge pro Minute ohne definierte Zuordnung zum Atmungsrythmus ausgelöst. Dabei wurde die Atmung auf Papier registriert, dieses Signal bekamen die Probanden nicht zu sehen. Der Versuchsleiter bestimmte sofort die mittlere Dauer von In- und Expiration, auf deren Grundlage die Zeitpunkte zur Auslösung der Vorgabesignale (30I, 60I, 40E, 70E) bestimmt wurden (s. Kap. 2.4.). Nach dieser Gewöhnungsphase konnten noch einmal, wenn erforderlich, Korrekturen an der Position des Probanden und den Befestigungen der Messeinrichtungen vorgenommen werden, und danach begann der eigentliche Versuch. Er bestand aus einem etwa 15-minütigen Folgebewegungstest (exp) und einer anschließenden etwa 5-7-minütigen Ruhephase ohne Folgebewegungen (ctrl), in der die Ruheatmung aufgezeichnet wurde. Während des Folgebewegungstests hatten die Probanden etwa 120-130 „Vorgabesprünge“ zu beantworten. Zum Abschluss wurden die Probanden zu ihren subjektiven Empfindungen während des Versuches (Anstrengung, Ermüdung, äußere Störungen etc.) befragt.

2.4. Versuchsaufbau

Eine Skizze der Versuchsanordnung ist in Abb. 1 dargestellt. Die Probanden saßen im Abstand von ca. 60 cm vor einem Computermonitor (17“, Philips Typ 107E20), der sich in Gesichtshöhe befand. Auf dessen Bildschirm waren ein roter und ein grüner senkrechter Balken vor hellgrauem Hintergrund zu beobachten, deren Oberrand in Nullstellung (vor Einstellung der Versuchssituation) etwa 1 cm über dem

Unterrand des Bildfeldes lag. Bei Maximalausschlag reichten die Balken etwa 2 cm unter den oberen Bildfeldrand. Im Versuch lagen Ausgangs- (V_0) und Zielhöhe (V_{100}) der Balken jeweils 3 cm innerhalb dieser Grenzen. Der grüne Balken diente als optische Vorgabefunktion, der rote repräsentierte die Folgebewegung. Für die für den Versuch erforderlichen Verschaltungen und die Aufzeichnung der zu erfassenden Signale nutzten wir die Software DasyLab 3 (Datalog, Mönchengladbach), mit der auch die Bildschirmoberfläche mit den beiden Balken erstellt wurde. Die Generierung der Vorgabefunktion erfolgte ebenfalls über DasyLab, für die zeitgerechte Ansteuerung wurde ein selbst geschriebenes DOS-Programm verwendet, das uns dankenswerterweise von Herrn Dr. J. Rittweger (ehemals Physiologisches Institut, Freie Universität Berlin) zur Verfügung gestellt wurde. Dieses Programm errechnete die Zeitintervalle für die Atmungsphasen 30I, 60I, 40E, 70E und löste das Vorgabesignal an einer der vorgegebenen Atmungsphasen aus. Sowohl die Reihenfolge der Startzeitpunkte als auch die Dauer der Vorgabesprünge (Zeitintervall von S bis Rücksetzung der Vorgabefunktion auf den Ausgangswert) wurden durch den Zufallsgenerator des Programms gesteuert. Die notwendigen Parameter (z.B. Inspirations-, Expirationsdauer, minimale und maximale Sprungdauer) wurden vor Beginn des Folgetests vom Versuchsleiter in das Programm eingegeben.

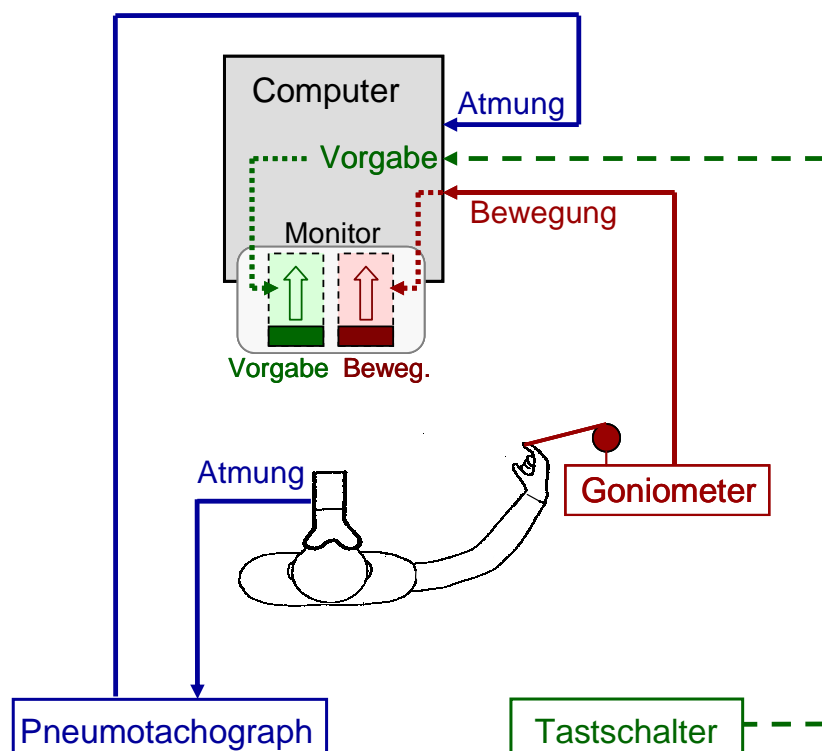


Abb. 1: Experimenteller Aufbau/ Schema des Messplatzes, Beschreibung der Skizze s. Text.

Das Vorgabesignal (S), dem die Probanden mit einer Fingerbeugung folgen sollten, bestand in einem Sprung des grünen Balkens vom Ausgangsniveau V_0 auf die Zielhöhe V_{100} (s. Abb. 2). Diesem Sprung sollten die Probanden durch eine rasche Beugung ihres rechten Zeigefingers folgen und dadurch den roten Balken so schnell wie möglich auf die gleiche Höhe wie den grünen bringen. Der Atemzug, in dem das Vorgabesignal (S) ausgelöst werden sollte, wurde vom Versuchsleiter festgelegt, ohne dass dies vom Probanden wahrzunehmen war. Dazu betätigte er einen Tastschalter, der den Vorgabesprung im folgenden Atemzug zum nächsten programmierten Startzeitpunkt auslöste. Die Sprungdauer variierte zufällig zwischen 2,2 und 3,5 s. Die Probanden mussten dem Rücksprung mit einer Streckung des Zeigefingers folgen. Vor Versuchsbeginn wurde ihnen erklärt, dass nur die Aufwärtsbewegungen der Balken (Sprung der Vorgabefunktion von V_0 auf V_{100}), d.h. die Fingerbeugungen, bewertet wurden, die Rücksprünge (Abwärtsbewegungen, d.h. Streckungen) jedoch nicht. Nach dem Rücksprung mussten jedoch beide Balken wieder auf exakt gleiche Höhe (V_0) eingestellt werden. Die Zeitintervalle zwischen den Sprüngen wurden ebenfalls zufällig variiert, um ein Antizipieren zu vermeiden. Pro Minute wurden durchschnittlich 8-9 Sprünge absolviert, damit ergaben sich bei einer durchschnittlichen Versuchsdauer von 15 Minuten etwa 120-130 Sprünge pro Proband. Die Sprünge, die in 6 verschiedenen Phasen der Atmung ausgelöst wurden (0I, 30I, 60I, 0E, 40E, 70E, s. Kap. 2.1.), erfolgten in zufällig gemischter Abfolge. Während der Versuche lag der rechte Unterarm der Probanden mit der Ulnarseite und mit dem Kleinfingerballen entspannt auf einer Unterlage. Der rechte Oberarm befand sich in ca. 30°-Abduktionsstellung. Der Beugungswinkel im rechten Ellenbogengelenk (Winkel zwischen Ober- und Unterarm) betrug ca. 100°. Die rechte Hand bildete mit dem Unterarm einen Winkel von 180°. Um die Folgefunktion am Bildschirm in Höhe V_0 zu halten (entsprechend der Ausgangsposition: „gestreckt“), betrug der Winkel zwischen rechter Zeigefingergrundphalanx und Mittelhand ca. 140°. Bei V_{100} („gebeugte“ Position) betrug dieser Winkel 120°. Die Winkel im rechten Fingermittel- und -endgelenk betrugen jeweils ca. 140° in der „gestreckten“ und jeweils ca. 100° in der „gebeugten“ Position. Die Bewegungen wurden also vorwiegend im Grund-, Mittel- und Endgelenk des rechten Zeigefingers ausgeführt. Mitbewegungen in den proximalen Gelenken waren extrem selten. Die Fingerbewegungen wurden über ein Präzisionsmesspotentiometer erfasst, das über einen Faden mit dem Fingerendglied verbunden war. Die Messpotentiometer

(Goniometer) wurden über die Software DasyLab in einer Halbbrückenschaltung mit dem Versuchscomputer gekoppelt. Die Winkeländerung in den Fingergelenken erzeugte eine Auslenkung des Goniometers und damit eine proportionale Spannungsänderung, die die Position des grünen Balkens auf dem Monitor steuerte.

Die Probanden atmeten Raumluft über eine Atemmaske durch eine Fleisch-Düse. Ein mit der Fleisch-Düse verbundener Pneumotachograph (Fa. G. Hertel, Lengenfeld) registrierte den Atemstrom. Durch die Atemmaske wurde die Atmung sowohl durch den Mund als auch durch die Nase ermöglicht. Die Fleisch-Düse (Durchmesser 30 mm, Länge 60 mm, Druckabfall 0,1 kPa bei 3,41 l/s) bewirkte eine Vergrößerung des Atemwiderstandes um 0,03 kPa/(l/s), also um den Faktor 1,5 gegenüber dem Normalwert. Die durch Düse, Einlaufstutzen und Atemmaske bewirkte Totraumvergrößerung betrug 165 ml. Die Vorgabefunktion, die Folgefunktion und das Pneumotachogramm wurden mit einer Abtastrate von 100 Hz digitalisiert und im ASCII-Format gespeichert.

2.5. Versuchsparameter

Eine Darstellung der registrierten Signale in ihrem zeitlichen Verlauf konnte von den Experimentatoren aus den gespeicherten Daten gewonnen werden. Eine solche Registrierung von Vorgabesignal, Folgebewegung und Pneumotachogramm ist in Abb. 2 dargestellt. Die im Folgenden beschriebenen Parameter sind in dieser Abbildung eingezeichnet.

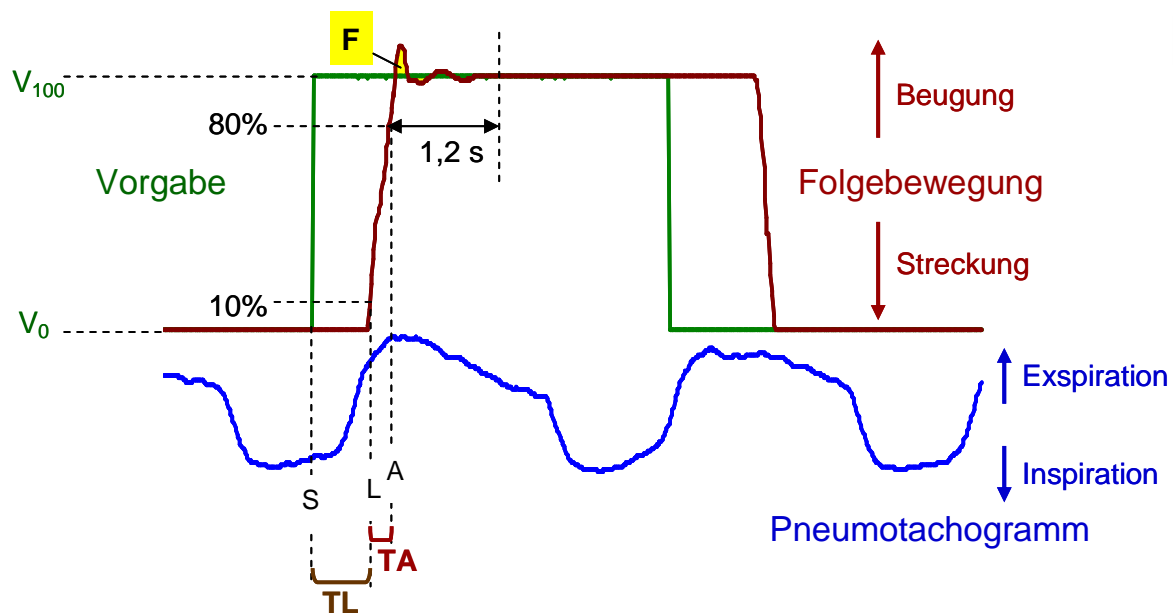


Abb. 2: Zeitlicher Verlauf der registrierten Signale: — Vorgabefunktion, — Folgebewegung, — Pneumotachogramm. V_0 bzw. V_{100} : Ausgangsniveau bzw. Zielhöhe der Vorgabefunktion. Das Vorgabesignal S entspricht dem Aufwärtssprung der Vorgabefunktion. Zeitpunkt L: Zeitpunkt, an dem 10% der definierten Höhe V_{100} der Vorgabefunktion erreicht sind. Zeitpunkt A: Zeitpunkt, an dem 80% der definierten Höhe V_{100} der Vorgabefunktion erreicht sind (= Ende der Anstiegszeit). Kennwerte der Folgebewegung: Latenzzeit TL: Intervall von S bis L. Anstiegszeit TA: Intervall von L bis A. Regelfehler F: Summe der Differenzen zwischen Folgefunktion und V_{100} über die Einschwingzeit von 1,2 sec ab Zeitpunkt A (s. Kap. 2.4.).

Die Auswertung der aufgezeichneten Kurven erfolgte zunächst mit zwei am Carl-Ludwig-Institut der Universität Leipzig eigens hierfür entwickelten Programmen. Mit Hilfe dieser Programme wurden markante Zeitpunkte in den registrierten Signalen detektiert, aus denen die relevanten zeitlichen Kennwerte von Atmung und Bewegung berechnet werden konnten. Folgende Zeitpunkte wurden erfasst:

- Vorgabefunktion: S... Vorgabesignal
- R... Rückstellung der Vorgabefunktion
- Folgebewegung: L... Bewegungsbeginn (definiert als Zeitpunkt, an dem 10% der Sollamplitude erreicht sind)
- A... Beginn des Einschwingvorganges (definiert als Zeitpunkt, an dem 80% der Sollamplitude erreicht sind)

Atmung: 0I... Inspirationsbeginn
 0E... Expirationsbeginn

Daraus wurden folgende Zeitintervalle [s] berechnet:

TL... Latenzzeit (Intervall von S bis L)
TA... Anstiegszeit (Dauer der schnellen Beugebewegung, Intervall von L bis A)
T_I... Inspirationsdauer (Intervall von 0I bis 0E)
T_E... Expirationsdauer (Intervall von 0E bis 0I)
T_{Ges}... Atemzugsdauer (Inspirations- + Expirationsdauer)

2.5.1. Bewegungsparameter

Die Latenzzeit (TL) ist das Zeitintervall (in Sekunden) von der Auslösung des Vorgabesignals S bis zu dem Zeitpunkt, an dem die Folgebewegung 10% der Vorgabeamplitude überschreitet (s. Abb. 2). Die Anstiegszeit (TA) ist die Zeit (in Sekunden) vom Ende der Latenzzeit bis zu dem Zeitpunkt, an dem die Folgebewegung 80% der Vorgabeamplitude überschreitet (s. Abb. 2). Sie ist damit ein Maß für die Schnelligkeit der Folgebewegung (Paerisch et al. 1970). Der Regelfehler F stellt den Grad der Folgegenauigkeit dar (Poulton 1974; Strasser 1974; Schreinicke/Scheuch 1975). Er ist definiert als Abweichung der Folgefunktion von der Vorgabefunktion. Dazu wurden die Differenzen zwischen der Folgefunktion und dem Wert V_{100} im Abstand von 0,01 s berechnet und beginnend mit dem Ende der Anstiegszeit (Zeitpunkt A) über 1,2 Sekunden (Einschwingzeit) summiert (s. Abb. 2). Der Zeitpunkt A wird als Beginn des eigentlichen Einregelvorganges betrachtet, der meist nach etwa 1 Sekunde abgeschlossen ist. Gewöhnlich wird die Einschwingzeit länger gewählt, um gelegentliche längere Regelungen vollständig zu erfassen (Raßler et al. 1996). Der Regelfehler wird in Arbeitseinheiten (AU = arbitrary units) angegeben. Wegen der erheblichen interindividuellen Unterschiede wurden Latenzzeit, Anstiegszeit und Regelfehler aller Sprünge eines jeden Probanden auf seinen individuellen Mittelwert normiert. Diese normierten Werte (TL_{rel} , TA_{rel} und F_{rel}) wurden als Relativzahlen angegeben. Sie bildeten die Grundlage der weiteren Analysen der Folgebewegung. Während der Versuche traten gelegentlich fehlerhafte Ereignisse auf, die durch technische (z.B. Lockerung eines Sensors) oder

menschliche (z.B. Unaufmerksamkeit, Husten) Störungen bedingt waren. Solche Ereignisse führten zu übergroßen Werten von T_L , T_A und F („Ausreißer“). Als Ausreißer wurden Werte, die größer als das Doppelte des Mittelwertes der Versuchsperson waren, eliminiert. Anschließend wurde der Mittelwert für die Normierung der Bewegungsparameter neu berechnet.

2.5.2. Atmungsparameter

Der Atmungsverlauf wurde mittels Inspirations- (T_I), und Expirationsdauer (T_E) sowie der Atemzugsdauer (T_{Ges}) charakterisiert. Diese Größen wurden atemzugweise (breath-by-breath) aus dem Pneumotachogramm bestimmt.

2.5.3. Verteilung der Vorgabesprünge über den Atmungszyklus

Die im Versuchsdesign festgelegten Atmungsphasen, an denen das Vorgabesignal S ausgelöst wurde, wurden vor Beginn des eigentlichen Tests unter testähnlichen Bedingungen (Übung der Folgebewegungen) bestimmt. Aus der Dauer dieser Atemzüge wurden 30I, 60I, 40E und 70E berechnet (s. Kap. 2.4.). Auf Grund der natürlichen Variation der Atemzugsdauer war jedoch zu erwarten, dass im eigentlichen Folgetest (exp) die tatsächliche Phasenbeziehung der Vorgabesprünge zur Atmung nicht immer der geplanten Phasenbeziehung entsprach. Um die tatsächliche Phasenbeziehung zwischen S und T_I bzw. T_E zu berücksichtigen, wurden In- und Expiration in je 10 Abschnitte à 10 % T_I bzw. T_E unterteilt und alle einzelnen Sprünge diesen 10%-Klassen zugeordnet. Die Häufigkeitsverteilung der Sprünge über die 10%-Klassen ist Tab. 1 zu entnehmen.

Tabelle 1: Häufigkeitsverteilung der Vorgabesprünge über den Atemzug

	10%-Klassen [% T_I bzw. T_E]	Anzahl Sprünge pro Gruppe (alle Probanden)
Inspiration	$\geq 0\% \dots < 10\% T_I$	545
	$\geq 10\% \dots < 20\% T_I$	10
	$\geq 20\% \dots < 30\% T_I$	139
	$\geq 30\% \dots < 40\% T_I$	61
	$\geq 40\% \dots < 50\% T_I$	47
	$\geq 50\% \dots < 60\% T_I$	94
	$\geq 60\% \dots < 70\% T_I$	141
	$\geq 70\% \dots < 80\% T_I$	68
	$\geq 80\% \dots < 90\% T_I$	5
	$\geq 90\% \dots < 100\% T_I$	1
Expiration	$\geq 0\% \dots < 10\% T_E$	479
	$\geq 10\% \dots < 20\% T_E$	262
	$\geq 20\% \dots < 30\% T_E$	84
	$\geq 30\% \dots < 40\% T_E$	90
	$\geq 40\% \dots < 50\% T_E$	63
	$\geq 50\% \dots < 60\% T_E$	5
	$\geq 60\% \dots < 70\% T_E$	5
	$\geq 70\% \dots < 80\% T_E$	5
	$\geq 80\% \dots < 90\% T_E$	15
	$\geq 90\% \dots < 100\% T_E$	26

10%-Klassen der Sprünge (Zuordnung nach der Phasenbeziehung von S zu Inspiration bzw. Expiration in % T_I bzw. T_E): Sprungzahl pro Gruppe.

Die Tabelle zeigt jedoch eine erhebliche Ungleichverteilung über die 10%-Klassen, von denen einige so schwach besetzt sind, dass sie keine statistische Aussage erlauben. Wir wollten daher auf der Basis der tatsächlichen Phasenbeziehung zwischen S und T_I bzw. T_E die Zahl der Gruppen reduzieren. Dazu wurde zunächst die kumulative Häufigkeitsverteilung aller Sprünge nach ihrer Phasenbeziehung S [% T_I] und S [% T_E] erstellt (Abb. 3).

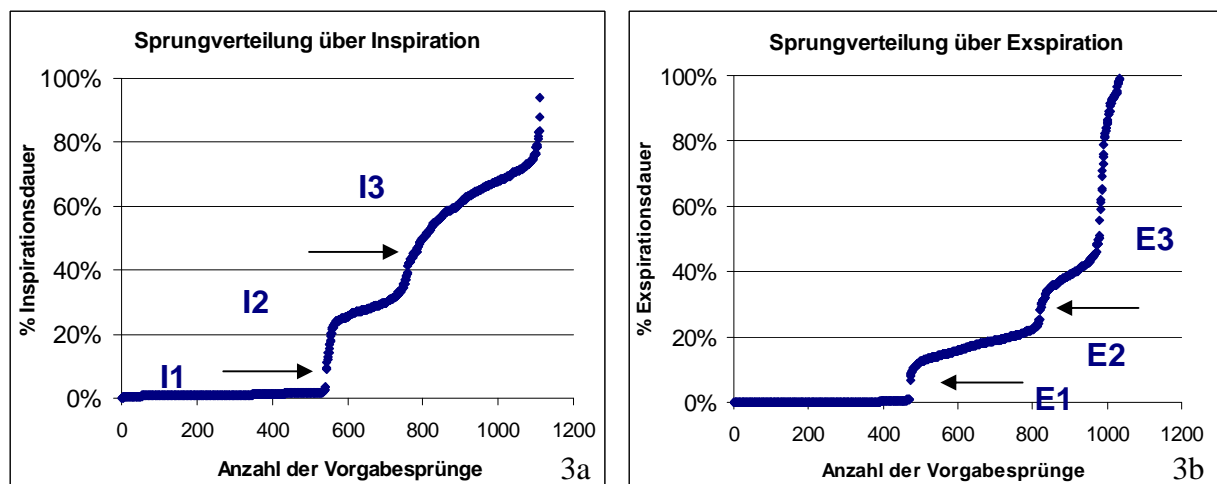


Abb. 3: Phasenverteilung der Vorgabesprünge über die Inspiration (Abb. 3a, links) und über die Expiration (Abb. 3b, rechts). Abszissen: Anzahl der Vorgabesprünge (alle Probanden; kumulierte Darstellung); Ordinaten: Phasenzuordnung zu Inspiration bzw. Expiration [in % der In- bzw. Expirationsdauer]. Die durch Pfeile gekennzeichneten Phasen (9 und 46 %I bzw. 6 und 28 %E) markieren die Grenzen der nachträglich gebildeten Gruppen (s. Text sowie Tabelle 2).

Gemäß dieser tatsächlichen Phasenverteilung wurden die Sprünge in 6 (3 zur Inspiration und 3 zur Expiration gehörige) Gruppen klassifiziert. Die Gruppengrenzen sollten so gewählt werden, dass alle Gruppen ausreichend stark besetzt sind. In Abb. 3 wird ersichtlich, dass die Sprünge nicht kontinuierlich über den Atemzug verteilt waren; die erkennbaren Lücken in der Verteilung wurden zur Festlegung der Gruppengrenzen genutzt. Die Grenzen der sich ergebenden Gruppen und die Zahl der Vorgabesprünge pro Gruppe sind Tab. 2 zu entnehmen.

Tabelle 2: Häufigkeitsverteilung der Vorgabesprünge über den Atemzug (6 Atemphasengruppen)

	Bezeichnung der Gruppe	Gruppengrenzen [% T_I bzw. T_E]	Anzahl Sprünge pro Gruppe (alle Probanden)
Inspiration	I1	$\geq 0\% \dots < 9\% T_I$	542
	I2	$\geq 9\% \dots < 46\% T_I$	242
	I3	$\geq 46\% \dots < 100\% T_I$	327
Expiration	E1	$\geq 0\% \dots < 6\% T_E$	472
	E2	$\geq 6\% \dots < 28\% T_E$	348
	E3	$\geq 28\% \dots < 100\% T_E$	214

Gruppierung der Vorgabesprünge nach der Phasenbeziehung von S zu Inspiration bzw. Expiration (in % T_I bzw. T_E). Angegeben sind die Gruppengrenzen und Sprungzahl pro Gruppe.

2.6. Auswertung und Statistik

Die Einschätzung der zeitlichen Änderungen von Atmungs- und Bewegungsparametern (im Weiteren als „Verlaufseffekte“ bezeichnet) erfolgte in mehreren Schritten. Für eine erste Orientierung wurde das Testintervall (exp) in einen 1. (0-450 s) und einen 2. Teil (450-900 s) unterteilt und die Parameter gegenübergestellt. Für die Erkennung zeitlicher Trends der Folgebewegung wurde der Verlauf der Bewegungsparameter (TL_{rel} , TA_{rel} , F_{rel}) mit der Versuchszeit korreliert. Diese Korrelationsanalyse erfolgte zunächst auf Grundlage aller Einzelsprünge und in einem nächsten Schritt auf der Basis von Mittelwerten, die jeweils über eine Minute berechnet wurden (Minuten-Mittelwerte). Diese Schritte wurden zunächst für die Gesamtheit der Sprünge durchgeführt. Anschließend erfolgte eine analoge Auswertung für die 6 Gruppen (I1-3, E1-3) separat, um die zeitlichen Änderungen phasenabhängiger Merkmale der Atmungs-Bewegungs-Beziehung einzuschätzen. Die statistische Bewertung erfolgte mittels Statgraphics plus 4.1 für Windows. Der Vergleich zwischen 1. und 2. Versuchsteil wurde mit dem Wilcoxon-Test zum Vergleich der Medianwerte auf Signifikanz geprüft. Bei der Korrelationsanalyse wurden zuerst verschiedene Korrelationsmodelle verglichen. Da für die drei Bewegungsparameter unterschiedliche Best-fit-Modelle berechnet wurden, entschieden wir uns für eine lineare Korrelation, die bei allen drei Kennwerten eine sehr gute Anpassung lieferte. Die Vergleiche der Minuten-Mittelwerte und die Vergleiche zwischen den 6 Phasengruppen wurden mittels Varianzanalyse (ANOVA) und anschließend Homogenitätstest statistisch überprüft. Dabei zeigt die ANOVA an, ob zwischen den Mittelwerten der einzelnen Klassen signifikante Unterschiede bestehen; im positiven Fall wurde mit dem Homogenitätstest nach dem Kriterium der kleinsten signifikanten Differenzen (LSD-Kriterium) geprüft, zwischen welchen Gruppen signifikante Unterschiede bestehen (Sachs 1992).

3. Ergebnisse

3.1. Verteilung der Vorgabesprünge über den Atmungszyklus

Die Vorgabesprünge waren extrem ungleichmäßig über den Atmungszyklus verteilt (χ^2 -Anpassungstest: $p < 0.001$). Wir beobachteten eine ausgeprägte Häufung an den Phasenübergängen (Inspirationsbeginn [0I] bzw. Expirationsbeginn [0E]). In diesen Atmungsphasen (I1, E1) lag die mittlere Häufigkeit der Vorgabesignale bei 152 bzw. 132 % der bei Gleichverteilung zu erwartenden Gruppenstärke (= Gesamtsprungzahl dividiert durch 6). Dagegen waren die Gruppen I2 und E3 mit 68 bzw. 60 % des Erwartungswertes deutlich unterrepräsentiert (Abb. 4).

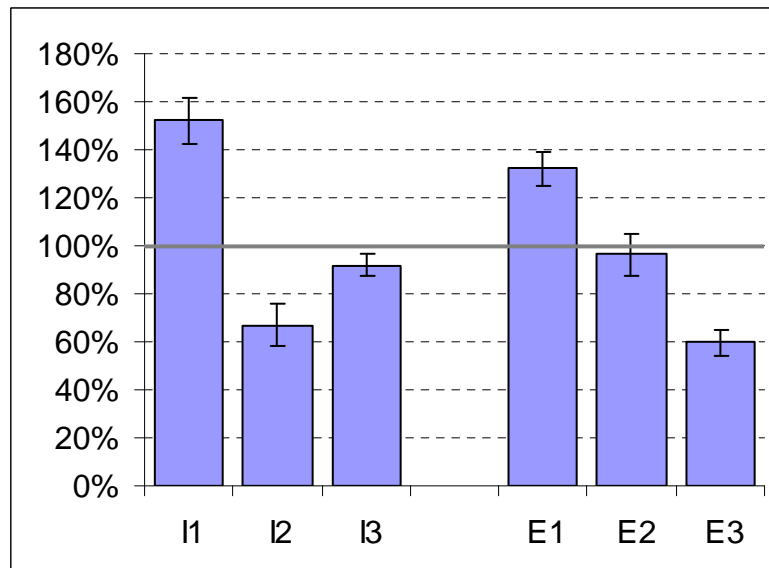


Abb. 4: Verteilung der Vorgabesprünge im Atmungszyklus. Abszisse: Atmungsphasen (s. Kap. 2.5.3.), Ordinate: Häufigkeit der Vorgabesprünge (in % des Erwartungswertes). Der Erwartungswert (100%) entspricht der Gesamtsprungzahl ($n = 2145$) dividiert durch 6.

3.1.1. Atemperiodendauer in Ruhe und während der Folgebewegung

Unter Ruhebedingungen betrug die mittlere Atemzugsdauer T_{Ges} der Probanden $3,86 \pm 0,17$ s. Die Inspiration dauerte im Durchschnitt $1,50 \pm 0,07$ s, die Expiration $2,37 \pm 0,11$ s. Mit Beginn des eigentlichen Folgeregeltests verkürzten sich die Atemzüge signifikant auf $3,33 \pm 0,10$ s. Nur bei 3 von 16 Probanden trat keine signifikante Änderung von T_{Ges} ein. Während der Tests betrug die mittlere Inspirationsdauer T_I

1,30 ± 0,04 s, die Exspirationsdauer T_E 2,04 ± 0,07 s. Die Probandenmittelwerte für T_I , T_E und T_{Ges} in Ruhe und in der Testsituation sowie die entsprechenden Differenzen sind in Tab. 3a und 3b angegeben.

Tabelle 3a: Atemperiodendauer, Inspirations- und Exspirationsdauer; Ruhe -vs. Versuchsatmung – absolute Mittelwerte

	Ruheatmung (ctrl)			Versuchsatmung (exp)		
VP	T_I [s]	T_E [s]	T_{Ges} [s]	T_I [s]	T_E [s]	T_{Ges} [s]
1	1,15 (0,05)	1,68 (0,06)	2,83 (0,10)	1,14 (0,01)	1,69 (0,02)	2,83 (0,03)
2	1,33 (0,02)	2,05 (0,03)	3,39 (0,05)	1,42 (0,01)	2,32 (0,03)	3,74 (0,03)
3	1,34 (0,02)	2,82 (0,06)	4,16 (0,07)	1,30 (0,01)	2,43 (0,02)	3,72 (0,03)
4	1,45 (0,03)	2,14 (0,07)	3,58 (0,08)	1,22 (0,01)	1,82 (0,01)	3,04 (0,01)
5	1,21 (0,02)	1,76 (0,03)	2,97 (0,04)	1,14 (0,01)	1,62 (0,01)	2,76 (0,01)
6	1,52 (0,04)	2,43 (0,05)	3,93 (0,07)	1,27 (0,01)	1,92 (0,01)	3,18 (0,02)
7	2,04 (0,07)	2,91 (0,11)	4,94 (0,17)	1,52 (0,01)	2,14 (0,02)	3,65 (0,04)
8	1,17 (0,03)	2,11 (0,06)	3,29 (0,08)	1,13 (0,01)	2,07 (0,02)	3,20 (0,02)
9	1,65 (0,09)	2,15 (0,09)	3,84 (0,16)	1,15 (0,01)	1,62 (0,02)	2,77 (0,02)
10	1,97 (0,05)	3,42 (0,09)	5,41 (0,14)	1,37 (0,01)	2,31 (0,02)	3,68 (0,02)
11	1,72 (0,03)	2,91 (0,06)	4,62 (0,08)	1,43 (0,01)	2,44 (0,01)	3,87 (0,02)
12	1,27 (0,03)	2,31 (0,05)	3,55 (0,06)	1,13 (0,01)	1,93 (0,02)	3,04 (0,02)
13	1,74 (0,04)	2,33 (0,06)	4,06 (0,07)	1,67 (0,01)	2,07 (0,02)	3,74 (0,02)
14	1,44 (0,04)	2,33 (0,06)	3,77 (0,09)	1,31 (0,01)	2,35 (0,03)	3,66 (0,03)
15	1,43 (0,06)	2,27 (0,07)	3,72 (0,12)	1,33 (0,01)	1,89 (0,01)	3,22 (0,01)
16	1,49 (0,06)	2,24 (0,07)	3,62 (0,09)	1,22 (0,01)	1,99 (0,01)	3,22 (0,02)
Mittelw.	1,50 (0,07)	2,37 (0,11)	3,86 (0,17)	1,30 (0,04)	2,04 (0,07)	3,33 (0,10)

Dargestellt sind die Mittelwerte (in Klammern Standardfehler, SEM) der Atemperiodendauern sowie der Inspirations- und Exspirationsdauern der einzelnen Probanden im Vergleich Ruheatmung (Aufzeichnung der Atemparameter ohne Fingerfolgeversuch (ctrl)) und Atmung unter Versuchsbedingungen (parallel zur Aufzeichnung der Atemparameter erfolgen Vorgabesprünge und Folgebewegungen (exp)).

Tabelle 3b: Atemperiodendauer, Inspirations- und Expirationsdauer; Ruhe- vs. Versuchsatmung - Differenzen

VP	Differenzen (exp – ctrl)		
	ΔT_I [s]	ΔT_E [s]	ΔT_{Ges} [s]
1	-0,01 (0,07)	0,02 (0,11)	0,01 (0,17)
2	0,10 (0,05)***	0,26 (0,10)***	0,35 (0,14)***
3	-0,04 (0,03)*	-0,38 (0,12)***	-0,44 (0,13)***
4	-0,23 (0,03)***	-0,32 (0,06)***	-0,55 (0,08)***
5	-0,07 (0,02)***	-0,14 (0,04)***	-0,21 (0,06)***
6	-0,26 (0,05)***	-0,51 (0,08)***	-0,75 (0,12)***
7	-0,52 (0,09)***	-0,77 (0,16)***	-1,30 (0,23)***
8	-0,04 (0,04)*	-0,05 (0,10)	-0,09 (0,12)
9	-0,51 (0,07)***	-0,53 (0,11)***	-1,08 (0,16)***
10	-0,61 (0,06)***	-1,11 (0,12)***	-1,73 (0,17)***
11	-0,29 (0,05)***	-0,47 (0,09)***	-0,75 (0,12)***
12	-0,14 (0,07)***	-0,37 (0,09)***	-0,50 (0,11)***
13	-0,07 (0,05)*	-0,26 (0,10)***	-0,32 (0,13)***
14	-0,13 (0,07)**	0,01 (0,13)	-0,12 (0,18)
15	-0,10 (0,05)***	-0,38 (0,07)***	-0,50 (0,11)***
16	-0,27 (0,05)***	-0,25 (0,15)**	-0,41 (0,18)***
Mittelw.	-0,20 (0,05)**	-0,33 (0,08)**	-0,52 (0,12)**

Dargestellt sind die Differenzen, wobei ein negativer Wert eine Verkürzung und ein positiver Wert eine Verlängerung der jeweiligen Atemphase unter Versuchsbedingungen bedeutet. Die signifikanten Änderungen sind mit * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$ und *** $p < 0,001$ gekennzeichnet.

3.1.2. Vergleich der mittleren Atemperiodendauer in erstem und zweitem Versuchsabschnitt

Im Verlaufe der Tests kam es zu einer signifikanten Verlängerung der Atemperiodendauer. Zur Beurteilung wurde die Versuchszeit in einen ersten und einen zweiten Abschnitt unterteilt. Der erste Abschnitt umfasste die ersten 450 s, der zweite die restliche Versuchszeit. Die Inspirationsdauer T_I und die Atemperiodendauer T_{Ges} waren im zweiten Abschnitt (ab 450 s) bei 14 von 16 Versuchspersonen länger als im ersten ($p < 0,01$). Die Mittelwerte von T_I , T_E und T_{Ges} im ersten (bis 450 s) und zweiten Versuchsabschnitt (ab 450 s) sind grafisch in Abb. 5 dargestellt.

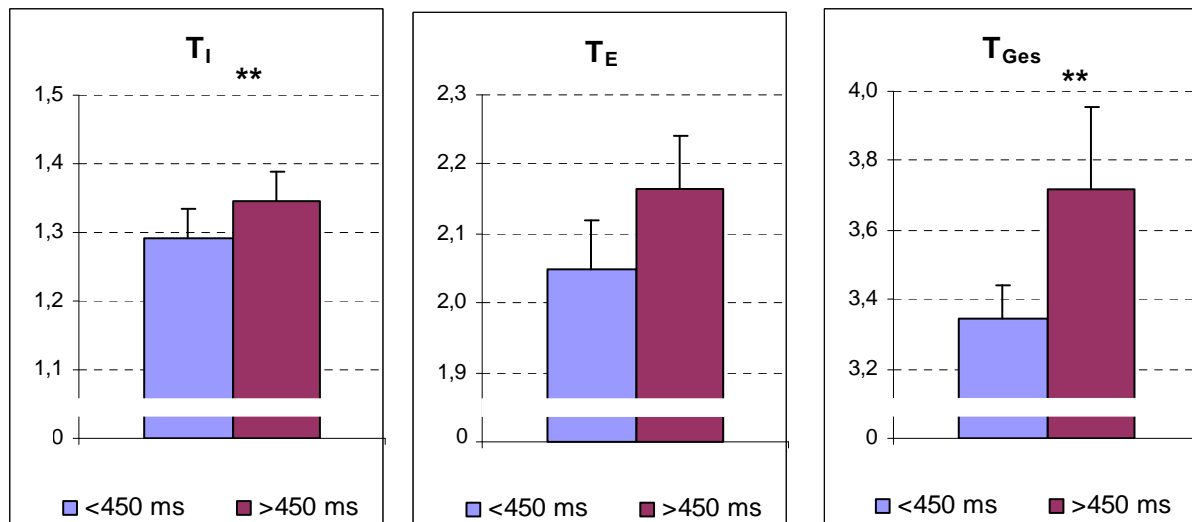


Abb. 5: Darstellung der mittleren Inspirationsdauer (T_I [s]), mittleren Expirationsdauer (T_E [s]) und mittleren Atemperiodendauer (T_{Ges} [s]) im Vergleich erster (<450s) und zweiter Versuchsabschnitt (>450s). Die Grafik zeigt eine Zunahme von Inspiration, Expiration und Atemperiodendauer. Signifikant sind die Verlängerung der mittleren Inspirationsdauer (** $p=0,003$) und mittleren Atemperiodendauer (** $p=0,006$).

3.2. Absolutwerte der Folgebewegungsparameter

Ein Teil der Vorgabesprünge wurde nicht adäquat beantwortet. Durch technische Fehler und ausbleibende, verspätete oder fehlerhafte Sprungantworten reduzierte sich die Zahl der schließlich in die Auswertung eingegangenen Sprünge auf insgesamt 1613, auf denen die nachfolgend genannten Ergebnisse basieren. Die Latenzzeit TL (Zeit zwischen Vorgabesignal und Start der Fingerbeugung) unserer Versuchspersonen lag bei $0,37 \pm 0,002$ s (0,33 ... 0,41 s). Die Anstiegszeit TA (Dauer der raschen Fingerbeugung) dauerte $0,19 \pm 0,003$ s (0,09 ... 0,31 s). Der Regelfehler F (Abweichung zwischen Vorgabe und Folgebewegung) betrug $5,52 \pm 0,06$ AU (4,15 ... 7,40 AU). Mittelwerte und Standardfehler aller Versuchspersonen sind in Tabelle 4 angegeben. Die individuellen Unterschiede zwischen den Versuchspersonen waren relativ groß; es war zu erwarten, dass die Änderungen durch die zu untersuchenden Einflüsse geringer ausfallen würden. Für die weiteren Betrachtungen wurden Relativwerte der Bewegungsparameter (TL_{rel} , TA_{rel} , F_{rel}) berechnet, indem die Werte jeder einzelnen Folgeaktion auf den in Tab. 4 angegebenen individuellen Mittelwert bezogen wurden (Angabe in % des Mittelwertes).

Tabelle 4: Absolutwerte der Folgebewegungsparameter

VP	TL [s]	TA [s]	F [AU]
1	0,41 (0,01)	0,24 (0,01)	4,15 (0,18)
2	0,41 (0,01)	0,26 (0,01)	4,60 (0,14)
3	0,31 (0,01)	0,16 (0,01)	4,95 (0,21)
4	0,40 (0,01)	0,09 (0,01)	7,40 (0,42)
5	0,40 (0,01)	0,14 (0,01)	4,32 (0,15)
6	0,36 (0,01)	0,22 (0,01)	5,62 (0,20)
7	0,33 (0,01)	0,10 (0,00)	4,96 (0,20)
8	0,39 (0,01)	0,15 (0,01)	5,76 (0,29)
9	0,33 (0,01)	0,31 (0,01)	4,81 (0,17)
10	0,31 (0,01)	0,16 (0,01)	4,81 (0,20)
11	0,31 (0,01)	0,08 (0,00)	6,36 (0,25)
12	0,37 (0,01)	0,15 (0,01)	6,91 (0,29)
13	0,41 (0,01)	0,31 (0,01)	5,34 (0,20)
14	0,38 (0,01)	0,29 (0,02)	6,18 (0,25)
15	0,36 (0,01)	0,16 (0,01)	5,69 (0,26)
16	0,38 (0,01)	0,19 (0,01)	4,91 (0,21)
Mittelw.	0,37 (0,002)	0,19 (0,003)	5,52 (0,061)

Dargestellt sind Mittelwerte (in Klammern Standardfehler, SEM) der Folgebewegungsparameter der einzelnen Probanden für Latenz- und Anstiegszeit in Sekunden als auch für den Regelfehler in Arbeitseinheiten (AU).

3.3. Phasenunabhängige Veränderungen der Bewegungsparameter über den Versuchszeitraum (Verlaufseffekt)

Lern- oder Gewöhnungseffekte, die infolge wiederholten Übens einer Folgebewegung über einen längeren Zeitraum eintreten, können sich in einer Änderungstendenz der Bewegungsparameter äußern. Wir erwarteten, dass wiederholtes Üben der Folgebewegung zu einer Verbesserung der Folgeleistung (raschere Reaktion, schnellere Zielbewegung, größere Genauigkeit) und damit im Trend zu einer Abnahme aller drei Bewegungsparameter über die fortschreitende Versuchsdauer führt. Zur ersten Orientierung wurden die Bewegungsparameter getrennt für den ersten (bis 450 s) und zweiten Abschnitt (ab 450 s) des Versuches berechnet und verglichen. Anschließend wurden die Einzelwerte von TL_{rel} , TA_{rel} und F_{rel} über die Versuchsdauer betrachtet und eine Regressionslinie zur Markierung eines Trends berechnet. Als unabhängige Variable wurde dabei die Versuchszeit (in s) gewählt, da durch die Versuchsdauer auch gegenteilige Effekte (Verschlechterung

der Folgeleistung durch Gewöhnung und nachlassende Konzentration) hervorgerufen werden können.

3.3.1. Gegenüberstellung von erstem und zweitem Versuchsabschnitt

Im Vergleich der beiden Versuchsabschnitte (bis 450 s, ab 450 s) zeigte sich, dass Latenz- und Anstiegszeit im zweiten Versuchsabschnitt signifikant länger waren als im ersten Abschnitt. Die mittlere Latenzzeit stieg von 358 ± 9 auf 383 ± 11 ms, die Anstiegszeit von 178 ± 18 auf 201 ± 20 ms. Der Regelfehler veränderte sich im Durchschnitt kaum ($p > 0,05$). Die Mittelwerte von TL_{rel} , TA_{rel} und F_{rel} im Vergleich der beiden Abschnitte sind in Abb. 6 dargestellt.

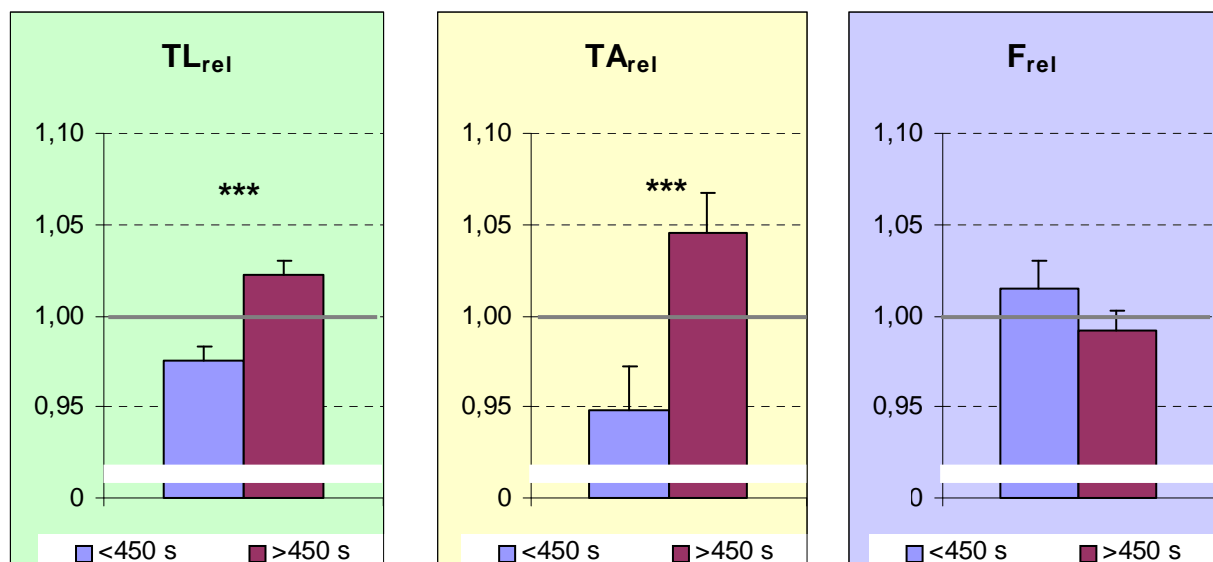


Abb. 6: Darstellung der mittleren Latenzzeit (TL_{rel}), mittleren Anstiegszeit (TA_{rel}) und des mittlerem Regelfehlers (F_{rel}) im Vergleich erster und zweiter Versuchsabschnitt. Die Grafik zeigt eine signifikante Zunahme von relativer Latenzzeit ($***p < 0,0001$) und relativer Anstiegszeit ($***p < 0,0001$). Der Regelfehler zeigt eine nicht signifikante mittlere Verkleinerung von 1,02 auf 0,99 ($p > 0,05$)

3.3.2. Untersuchung der Einzelwerte (Trendanalyse)

Für die Berechnung des Trends wurden zuerst verschiedene Regressionsmodelle verglichen, um eine möglichst gute Anpassung des Modells zu erreichen. Die Korrelationskoeffizienten der verschiedenen Regressionsmodelle sind in Tab. 5 angegeben. Keines der unterschiedlichen Regressionsmodelle zeigte durchweg eine

Überlegenheit in der Beschreibung der Zusammenhänge gegenüber der linearen Regression. Da die lineare Regression unter den getesteten Modellen für TL_{rel} , TA_{rel} und F_{rel} aufgrund der geringen Unterschiede immer eine vergleichbare Aussage wie das *best fit*-Modell lieferte, entschieden wir uns für die Anwendung des linearen Modells für alle drei Bewegungsparameter.

Tabelle 5: Korrelationskoeffizienten unterschiedlicher Regressionsmodelle

TL_{rel}		TA_{rel}		F_{rel}	
Regressionsmodell	r	Regressionsmodell	r	Regressionsmodell	r
Reciprocal-X	0,12	Multiplicative	0,10	Logarithmic-X	-0,05
S-curve	0,10	Exponential	0,10	Square root-X	-0,04
Exponential	0,08	Square root-Y	0,09	Linear	-0,04
Square root-Y	0,08	Square root-X	0,09	Multiplicative	-0,03
Linear	0,07	Logarithmic-X	0,09	Square root-Y	-0,03
Double reciprocal	-0,05	Linear	0,09	Exponential	-0,03
Square root-X	0,05	Reciprocal-Y	-0,08	Reciprocal-X	0,03
Reciprocal-Y	-0,05	Double reciprocal	0,06	Reciprocal-Y	0,02
Multiplicative	0,02	S-curve	-0,05	S-curve	0,02
Logarithmic-X	0,01	Reciprocal-X	-0,04	Double reciprocal	-0,02
Logistic	no fit	Logistic	no fit	Logistic	no fit
Log probit	no fit	Log probit	no fit	Log probit	no fit

Darstellung der Korrelationskoeffizienten (r) für relative Latenzzeit (TL_{rel}), relative Anstiegszeit und relativen Regelfehler in Zuordnung zum jeweiligen Regressionsmodell.

Trotz starker Streuung der Einzelwerte konnte ein Trend im Verlauf der Bewegungsparameter über den Versuchszeitraum beobachtet werden. Für Latenzzeit (TL_{rel}) und Anstiegszeit (TA_{rel}) zeigten die Regressionsgeraden einen signifikanten Anstieg um 6% (TL_{rel} , $p = 0.004$) bzw. um 17,5% (F_{rel} , $p = 0.0003$). Der Regelfehler F_{rel} sank dagegen um 6% ($p = 0.13$, nicht signifikant) ab. Werte und Trendlinien sind in Abb. 7. dargestellt.

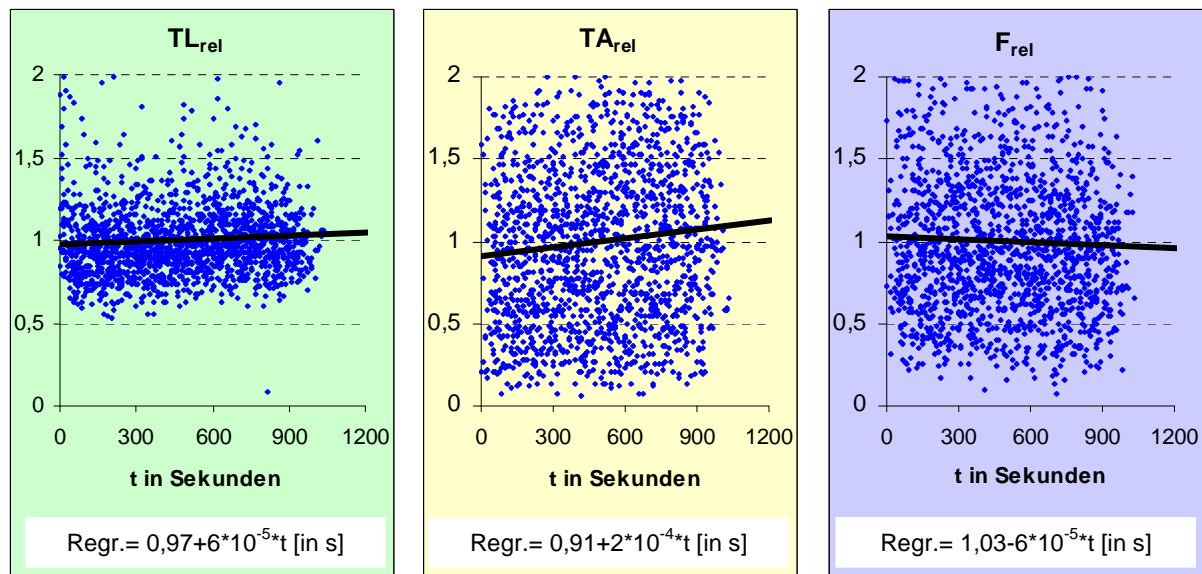


Abb. 7: Darstellung der relativen Latenzzeiten (TL_{rel}), Anstiegszeiten (TA_{rel}) und Regelfehler (F_{rel}) aller Probanden über die gesamte Versuchsdauer, ohne Berücksichtigung der Atemphasen. Die Trendlinien mit den zugehörigen Regressionsgleichungen (Regr.) der Grafiken zeigen eine Zunahme sowohl der Latenzzeit als auch der Anstiegszeit, sowie eine Abnahme des Regelfehlers über den Versuchszeitraum. Letztere ist nicht signifikant ($p=0,13$).

Das zeitliche Verhalten der Bewegungsparameter wird durch das lineare Regressionsmodell nur schwach beschrieben. Das spiegelt sich in den sehr niedrigen Korrelationskoeffizienten wider: TL_{rel} : 0,07, TA_{rel} : 0,09, F_{rel} : -0,04.

3.3.3. Untersuchung von Minuten-Mittelwerten

Zur genaueren Beurteilung der zeitlichen Variationen der Bewegungsparameter wurden für jede Versuchsminute Mittelwerte über alle Probanden auf der Basis der Relativwerte berechnet. Der Verlauf dieser Mittelwerte lässt deutliche periodische Schwankungen aller drei Bewegungsparameter erkennen. Die Unterschiede zwischen den Minuten-Mittelwerten waren für die Latenzzeit und den Regelfehler jedoch nicht signifikant. Die Anstiegszeit zeigte hingegen eine hoch signifikante Verlängerung (Korrelationskoeffizient=0,84, $p<0.001$) und somit eine Verlangsamung in der Geschwindigkeit der Folgebewegung. Die grafische Darstellung dieser Verläufe zeigt Abb. 8. Durch diese Datenzusammenfassung wird das zeitliche Verhalten der Bewegungsparameter deutlicher erkennbar. Zusätzlich wurden auch hier Trendlinien mittels linearer Regression berechnet und eingezeichnet.

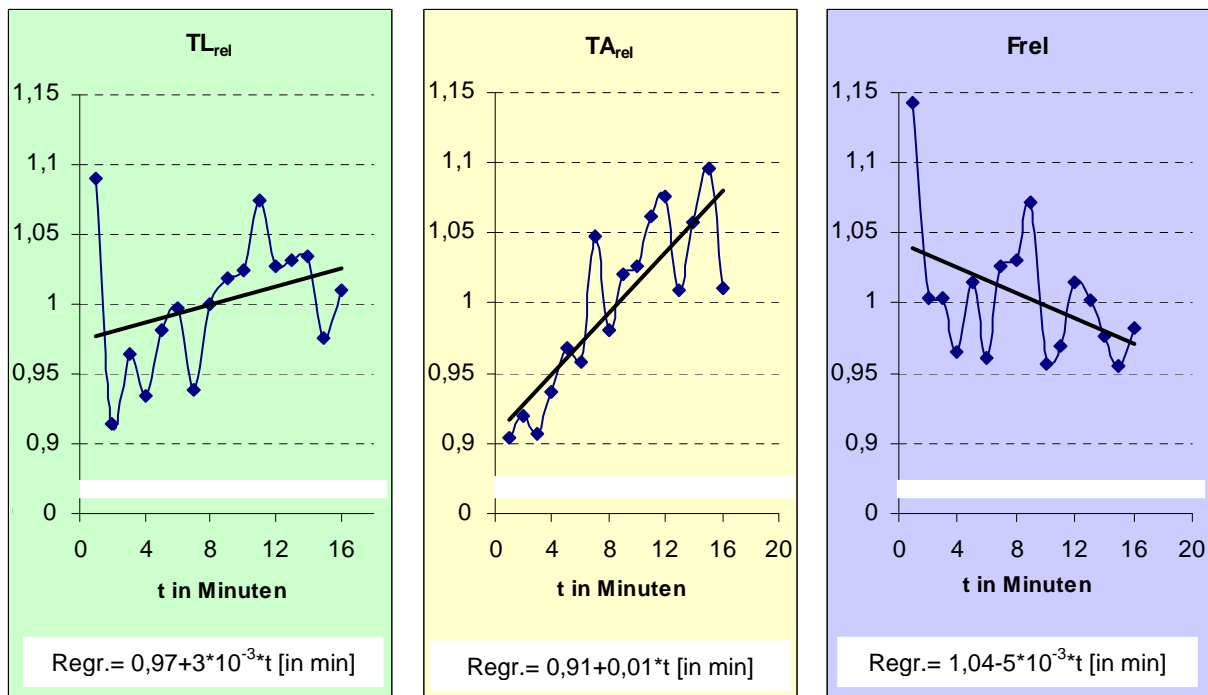


Abb. 8: Darstellung der Minuten-Mittelwerte der relativen Latenzzeit (TL_{rel}), der relativen Anstiegszeit (TA_{rel}) und des relativen Regelfehlers (F_{rel}) aller Probanden über die gesamte Versuchsdauer, ohne Berücksichtigung der Atemphasen. Die Trendlinie mit zugehöriger Gleichung gibt den Verlauf der linearen Regression wieder.

Die Minuten-Mittelwerte wurden auch für jede Versuchsperson einzeln berechnet. Im Durchschnitt gingen in jeden Mittelwert 8 Einzelwerte ein. Auch in den individuellen Verläufen zeichneten sich periodische Schwankungen ab, sie waren jedoch auf Grund der erheblichen Streuung und der variablen Anzahl von Werten pro Minute weniger deutlich als im Verlauf der Gruppen-Mittelwerte. Die Periodendauer der Schwankungen variierte individuell zwischen 1 und 5 Minuten nicht nur inter- sondern auch intraindividuell. Diese periodischen Schwankungen mit individuell unterschiedlicher Periodendauer könnten die in Abb. 7 erkennbare starke Streuung und den scheinbar regellosen Verlauf der Bewegungsparameter zumindest teilweise erklären. Mittels ANOVA zeigt sich eine weitestgehende Homogenität der 16 so entstandenen Minuten-Mittelwert-Gruppen des Regelfehlers (ohne signifikante Unterschiede ($p=0,63$)). In dieser zusammengefassten Betrachtung der Minuten-Mittelwerte zeigt sich in der Varianzanalyse eine Korrelation des Regelfehlers über die Zeit mit einem Koeffizienten von $r = -0,45$ bei einem $p = 0,08$ (nicht signifikant).

3.4. Atmungsphasenabhängige Variationen von Atmung und Bewegung

Zuerst wurden die beiden Atmungsphasen (T_I und T_E) in jeweils 10 Abschnitte à 10% In- bzw. Expirationsdauer (im Weiteren als 10%-Klassen bezeichnet) unterteilt. Die Relativwerte der Bewegungsparameter (TL_{rel} , TA_{rel} , F_{rel}) wurden diesen 10%-Klassen entsprechend der Phasenbeziehung von S zugeordnet (s. Kap. 2.5.3). Auf Grund der stark ungleichen Gruppenbesetzung erfolgte danach eine neue Klassifikation in die 6 Gruppen I1-3 und E1-3 (s. Kap. 2.5.3.). Für jeden dieser 6 Abschnitte wurden die Mittelwerte der Atmungsparameter T_I , T_E und T_{Ges} und der Bewegungsparameter TL_{rel} , TA_{rel} und F_{rel} aus allen Sprung-Ereignissen aller Probanden berechnet.

3.4.1. Atmungsphasenabhängige Modulation des zeitlichen Atmungsmusters

Die Atemperiodendauer zeigte signifikante Unterschiede in Abhängigkeit von der Phasenbeziehung zur Folgebewegung. Wurde das Vorgabesignal in der 2. Hälfte der Inspiration ausgelöst (I3), war die Inspiration und damit auch die Atemperiodendauer signifikant kürzer als im Durchschnitt der Versuchszeit (exp). Umgekehrt bewirkte Auslösung des Vorgabesignals nach Beginn der Expiration (E2, E3) eine signifikante Verlängerung der Expiration und damit der Atemperiodendauer gegenüber der mittleren Dauer während der Testperiode. Die Atemzüge blieben jedoch kürzer als unter Ruhebedingungen (Abb. 9 a-c).

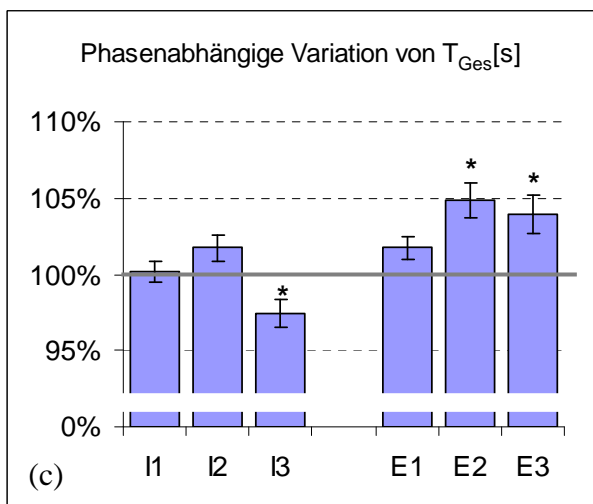
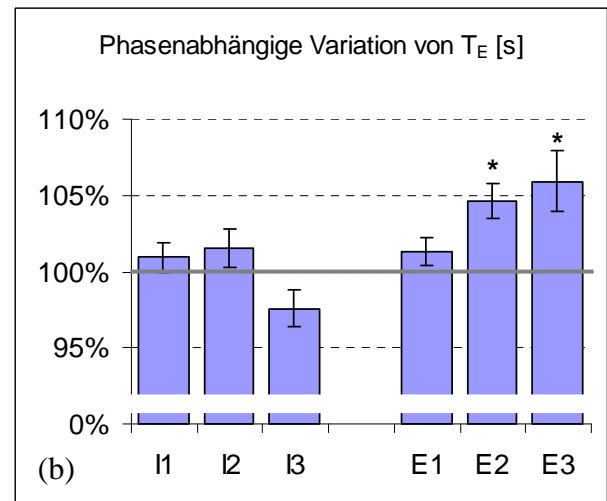
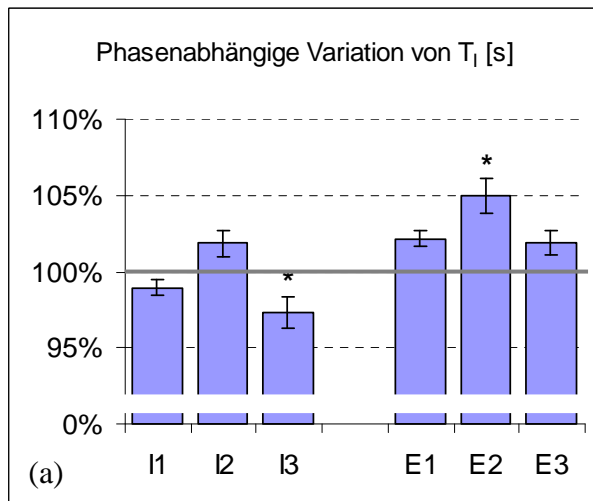


Abb. 9 a-c: Darstellung der phasenabhängigen Variationen der mittleren Dauer von Inspiration (a), Expiration (b) und Atemzugsdauer insgesamt (c). 100 % entspricht dem jeweiligen Mittelwert von Inspirationsdauer (T_I), Expirationsdauer (T_E), und Atemperiodendauer (T_{Ges}) im Versuchszeitraum, unabhängig vom Zeitpunkt des Vorgabesignals. Signifikante Variationen zeigen sich bei den mit * gekennzeichneten Atemphasen ($p < 0,05$).

3.4.2. Atmungsphasenabhängige Modulation der Folgebewegung

Bei der Zuordnung der Bewegungsparameter in die 10%-Klassen zeigten sich atmungsphasenabhängige Schwankungen aller drei Bewegungsparameter (s. Abb. 10a [%T_I] und 10b [%T_E]).

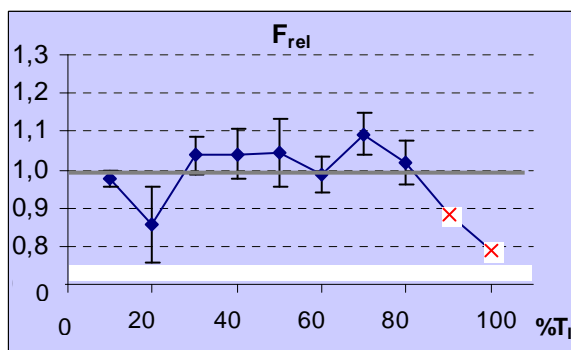
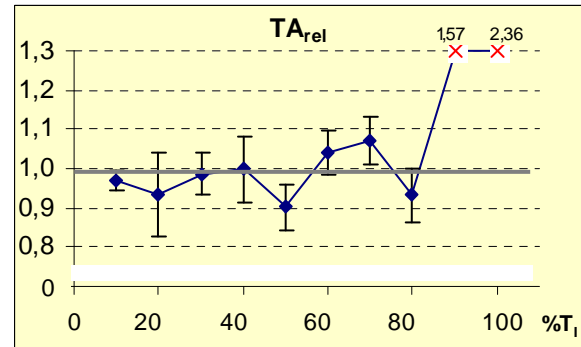
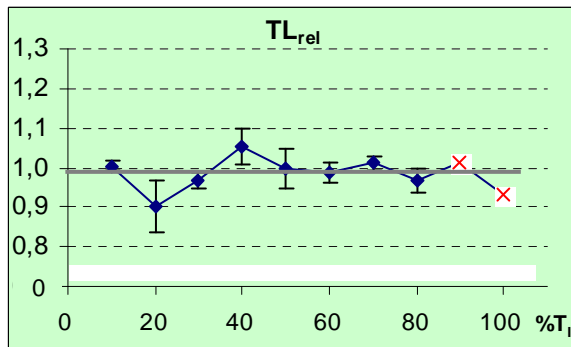


Abb. 10a: Darstellung der Mittelwerte für TL_{rel} , TA_{rel} , F_{rel} während der Inspiration. Die X-Achse zeigt den prozentualen Zeitpunkt der Inspiration, die Y-Achse den relativen Mittelwert des jeweiligen Parameters. 1,0 stellt den relativen Mittelwert des jeweiligen Parameters ohne Berücksichtigung der Atemphasenzugehörigkeit über den gesamten Versuch dar. Datenpunkte, die nur 3 oder weniger Folgesprungereignisse beinhalten, sind statistisch nicht berücksichtigt und als Kreuz dargestellt

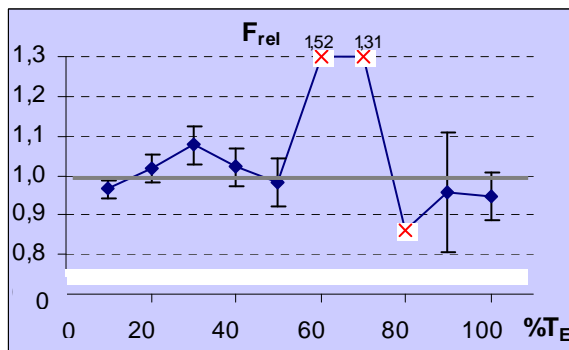
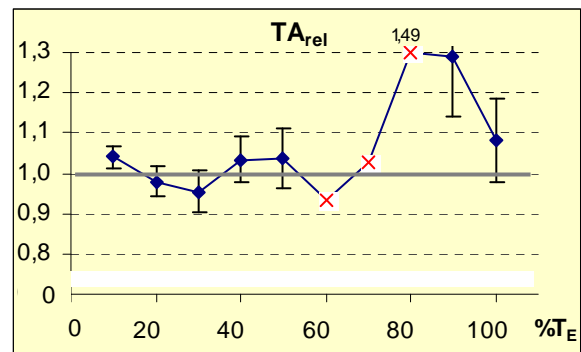
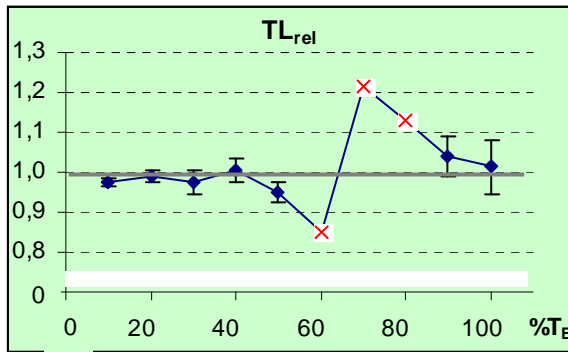


Abb. 10b: Darstellung der Mittelwerte für TL_{rel} , TA_{rel} , F_{rel} während der Expiration. Die X-Achse zeigt den prozentualen Zeitpunkt der Expiration, die Y-Achse den relativen Mittelwert des jeweiligen Parameters. 1,0 stellt den relativen Mittelwert des jeweiligen Parameters ohne Berücksichtigung der Atemphasenzugehörigkeit über den gesamten Versuch dar. Datenpunkte, die nur 3 oder weniger Folgesprungereignisse beinhalten, sind statistisch nicht berücksichtigt und als Kreuz dargestellt

Durch Einteilung in die Gruppen I1-E3 zeigte sich ein klareres Bild: Die Latenzzeiten zeigten nur schwache atmungsabhängige Variationen um ca. 2% (n.s. $p = 0,75$), dabei waren sie in Phase I1 am längsten und in Phase E1 am kürzesten. Die Anstiegszeiten variierten dagegen deutlicher in Abhängigkeit von ihrer zeitlichen Zuordnung zur Atmung, jedoch auch nicht signifikant ($p = 0,21$). Die Anstiegszeiten zeigten eine ausgeprägte Variation um ca. 8 %, dabei wurden die höchsten Werte in den Phasen I3 und E3 gemessen, die niedrigsten dagegen in I1 und E2. Auch die Regelfehler variierten um etwa 8 % mit den höchsten Werten in I3 und den niedrigsten in I1 ($p=0,03$) und E1 ($p=0,04$). Das heißt, in den frühen Abschnitten von In- und Expiration wurden bessere Folgeleistungen erreicht als am Ende der Atemphasen (Abb. 11).

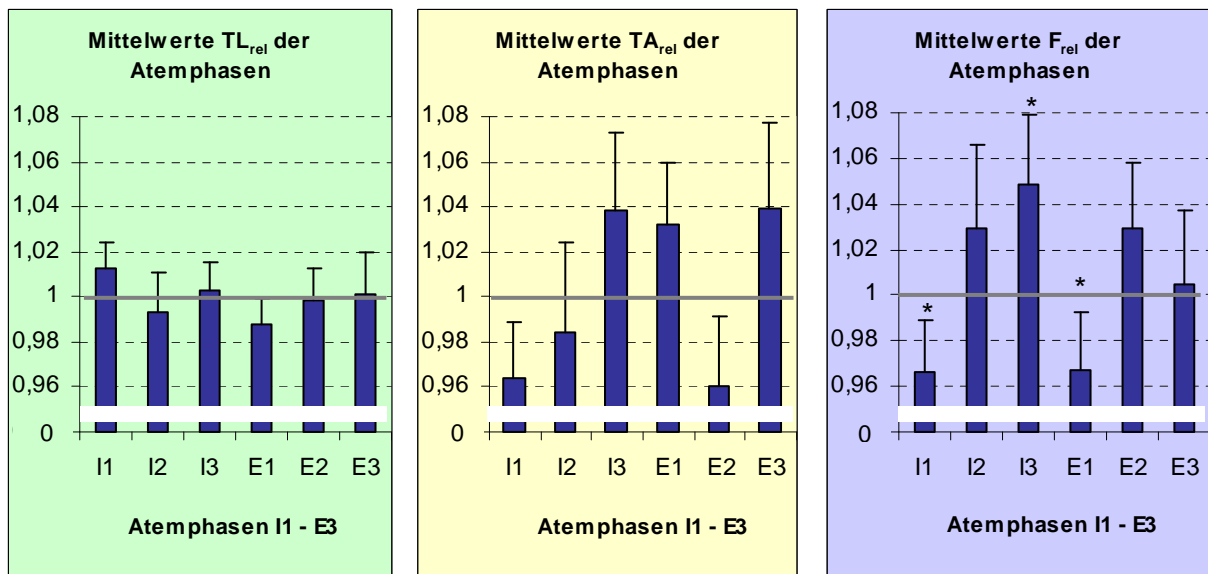


Abb. 11: Darstellung der Mittelwerte der relativen Latenzzeit (TL_{rel}), der relativen Anstiegszeit (TA_{rel}) und des relativen Regelfehlers mit zugehörigem Standardfehler (SEM) aller Probanden über die gesamte Versuchsdauer, unter Berücksichtigung der Atemphasen. 1,0 stellt den relativen Mittelwert des jeweiligen Parameters ohne Berücksichtigung der Atemphasenzugehörigkeit über den gesamten Versuch dar.

3.5. Atmungsphasenabhängige Modulation der zeitlichen Änderung der Folgebewegung (Verlaufseffekte)

3.5.1. Gegenüberstellung der ersten und zweiten Versuchshälfte

Latenzzeit und Anstiegszeit waren in allen sechs Phasen der Atmung in der zweiten Versuchshälfte länger als in der ersten, d.h. mit fortschreitender Versuchsdauer wurden Reaktion und initiale motorische Aktivität langsamer. Dagegen wurde der Regelfehler in den meisten Atmungsphasen mit Ausnahme der Abschnitte E1 und E3 kleiner, also die Folgegenauigkeit mit fortschreitender Versuchsdauer besser (Abb. 12).

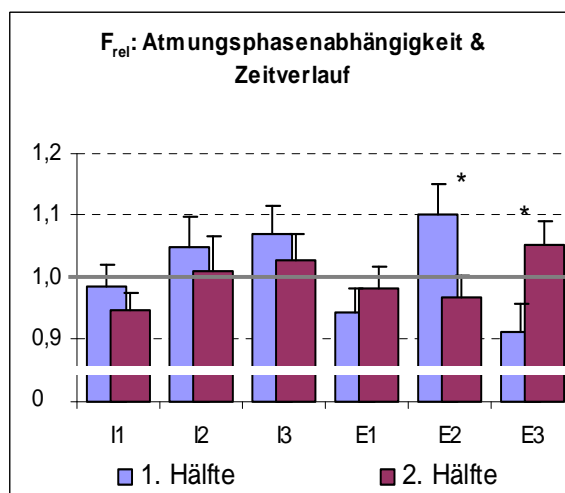
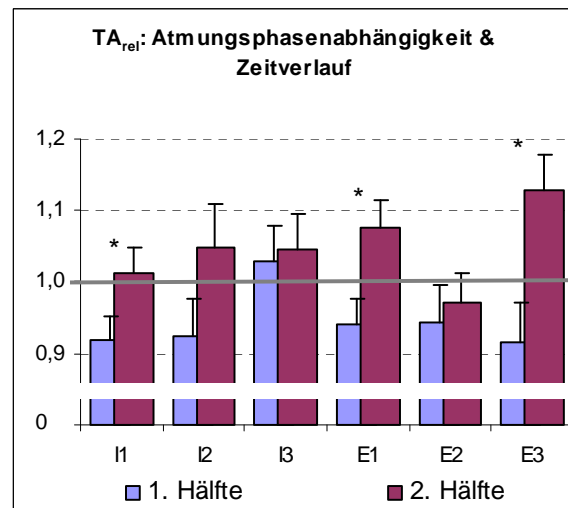
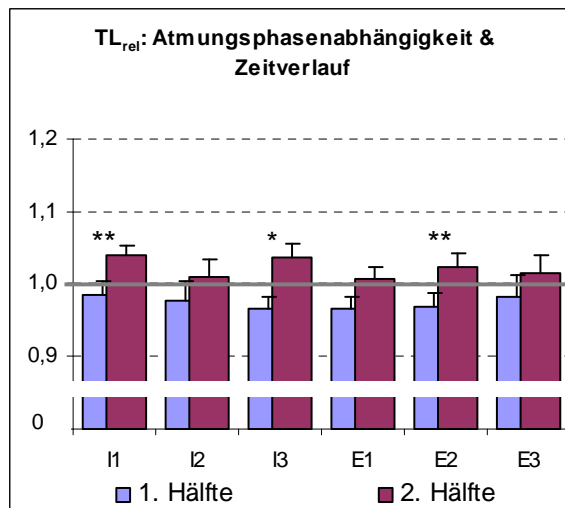


Abb. 12: Darstellung der relativen Folgeparameter (TL_{rel} , TA_{rel} , F_{rel}) in Gegenüberstellung 1. und 2. Versuchshälfte in Abhängigkeit der jeweiligen Atemphase (I1-E3). 1,0 stellt den relativen Mittelwert des jeweiligen Parameters ohne Berücksichtigung der Atemphasenzugehörigkeit über den gesamten Versuch dar. Signifikante Unterschiede zwischen den Versuchshälften sind mit * markiert (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$).

3.5.2. Trendanalyse der Bewegungsparameter

Nach Zuordnung der Bewegungsparameter in die 10%-Klassen von In- und Expiration (s. Kapitel 2.5.3.) wurde für jede Gruppe mit $n > 3$ eine Regressionsanalyse über die Versuchsdauer t_{exp} durchgeführt. Korrelationskoeffizienten und Regressionsgleichungen sind in Tab. 6 angegeben. Da die in Kap. 3.3.2. gezeigten Trends durch kurzweilige periodische Schwankungen, wie sie in Kap. 3.3.3 beschrieben wurden, überlagert werden, ist die resultierende Korrelation sehr schwach. Sowohl für die Anstiegszeit als auch den Regelfehler zeigten sich signifikante Ergebnisse nur in der Atemphase E10%-20%.

Tabelle 6: Korrelation im 10% Intervall

Atemphase		TL _{rel}	TA _{rel}	F _{rel}
Inspiration	I 0%-10% (n=417)	0,13	0,10	-0,06
	I 10%-20% (n=7)	0,58	0,54	-0,24
	I 20%-30% (n=110)	-0,01	0,06	0,03
	I 30%-40% (n=44)	0,00	0,23	-0,20
	I 40%-50% (n=28)	0,16	-0,09	-0,47
	I 50%-60% (n=72)	0,20	0,00	0,11
	I 60%-70% (n=109)	0,14	-0,03	-0,07
	I 70%-80% (n=56)	0,24	0,05	-0,01
	I 80%-90% (n=2)	xxxx	xxxx	xxxx
	I 90%-100% (n=1)	xxxx	xxxx	xxxx
Expiration	E 0%-10% (n=362)	0,09	0,09	0,05
	E 10%-20% (n=182)	0,22*	5,0E-05	-0,18*
	E 20%-30% (n=67)	0,06	0,21	-0,01
	E 30%-40% (n=70)	-3,6E-03	0,16	-0,02
	E 40%-50% (n=47)	0,05	4,0E-03	0,23
	E 50%-60% (n=2)	xxxx	xxxx	xxxx
	E 60%-70% (n=3)	xxxx	xxxx	xxxx
	E 70%-80% (n=3)	xxxx	xxxx	xxxx
	E 80%-90% (n=11)	0,33	0,43	0,23
	E 90%-100% (n=20)	0,08	0,36	-0,23

Die zweite Spalte von links zeigt das jeweilige 10% Intervall der In- bzw. Expiration (I oder E). Die Spalten TL_{rel} (relative Latenzzeit), TA_{rel} (relative Anstiegszeit) und F_{rel} (relativer Regelfehler), zeigen die Tendenz in der jeweiligen Atemphase. Eine negative Korrelation bedeutet für TL_{rel} und TA_{rel} eine Verkürzung über die Versuchsdauer, bei F_{rel} eine Verkleinerung des Regelfehlers, also Verbesserung der Folgegenauigkeit. Die grau unterlegten und mit* gekennzeichneten Felder zeigen eine Signifikanz des Korrelationskoeffizienten. Die schraffierten Felder ließen eine statistische Auswertung aufgrund zu weniger Ereignisse nicht zu.

Wie bereits in Kapitel 3.3.3 erläutert, wurden auch hier Minuten-Mittelwerte berechnet, um den Einfluss der periodischen Schwankungen zu eliminieren. Auch hier zeigte sich lediglich in der Atemphase E10%-20% eine deutliche signifikante Korrelation mit $r = -0,59$ ($p = 0,015$) (Abb. 13).

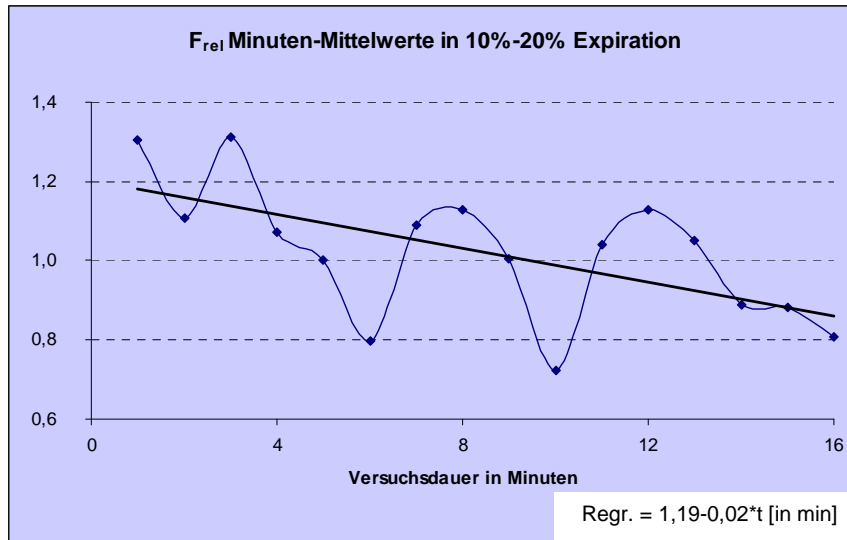


Abb. 13: Darstellung zeigt den Verlauf der Mittelwerte in 1-Minutenschritten über den Versuchsverlauf in Atemphase E10%-20% (10%-20% der Expiration). Die x-Achse zeigt die Versuchsdauer in Minuten, die y-Achse die relativen Mittelwerte der jeweiligen Minutenintervalle. Die Trendlinie mit zugehöriger Gleichung gibt den Verlauf der linearen Regression (Regr.) wieder.

Auch für die 6 Gruppen I1-E3 wurde eine Regressionsanalyse über die Versuchsdauer t_{exp} durchgeführt. Korrelationskoeffizienten und Regressionsgleichungen sind in Tab. 7 angegeben. Die sehr schwache Korrelation resultiert – wie schon oben beschrieben - aus einer Überlagerung des längerfristigen Trends durch kurzweilige periodische Schwankungen.

Tabelle 7: Regressionsgleichungen und Korrelationskoeffizienten

	TL_{rel}	TA_{rel}	F_{rel}
I1	$TL_{rel} = 0,99 + 4,7 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = 0,051$	$TA_{rel} = 0,87 + 1,8 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,099 *$	$F_{rel} = 1,02 - 1,2 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = -0,073$
I2	$TL_{rel} = 0,96 + 4,8 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = 0,049$	$TA_{rel} = 0,85 + 2,7 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,125$	$F_{rel} = 1,09 - 1,3 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = -0,067$
I3	$TL_{rel} = 0,94 + 1,2 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,144 *$	$TA_{rel} = 1,06 - 3,7 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = -0,017$	$F_{rel} = 1,09 - 8,3 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = -0,044$
E1	$TL_{rel} = 0,96 + 4,5 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = 0,056$	$TA_{rel} = 0,92 + 2,3 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,119 *$	$F_{rel} = 0,92 + 9,1 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = 0,055$
E2	$TL_{rel} = 0,95 + 9,4 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = 0,116$	$TA_{rel} = 0,91 + 1,1 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,060$	$F_{rel} = 1,15 - 2,5 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = -0,148 *$
E3	$TL_{rel} = 0,99 + 1,1 \cdot 10^{-05} \cdot t_{exp}$ $r = 0,012$	$TA_{rel} = 0,88 + 2,9 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,161 *$	$F_{rel} = 0,95 - 1,1 \cdot 10^{-04} \cdot t_{exp}$ $r = 0,069$

Regressionsgleichungen und Korrelationskoeffizienten r für TL , TA und F über die Versuchsdauer t_{exp} [s] für die Atemphasen I1-3 und E1-3. Mit * markierte Korrelationen sind signifikant mit $p < 0,05$.

Wie bereits in der Gegenüberstellung in Abschnitt 3.5.1. erkennbar, zeigten TL_{rel} und TA_{rel} immer eine Zunahme über die Versuchszeit. Beim Regelfehler ist ein inhomogenes Bild erkennbar. Eine Verkleinerung der Regelfläche und somit exaktere Folgebewegung mit fortschreitender Versuchsdauer zeigte sich hier in der kompletten Inspiration und in Phase E2. Eine Verschlechterung hingegen ist in E1 und E3 sichtbar. Die Verkleinerung der Fläche und somit des Regelfehlers über die Versuchsdauer in Atemphase E2 ist signifikant ($p=0,02$) (Abb. 14)

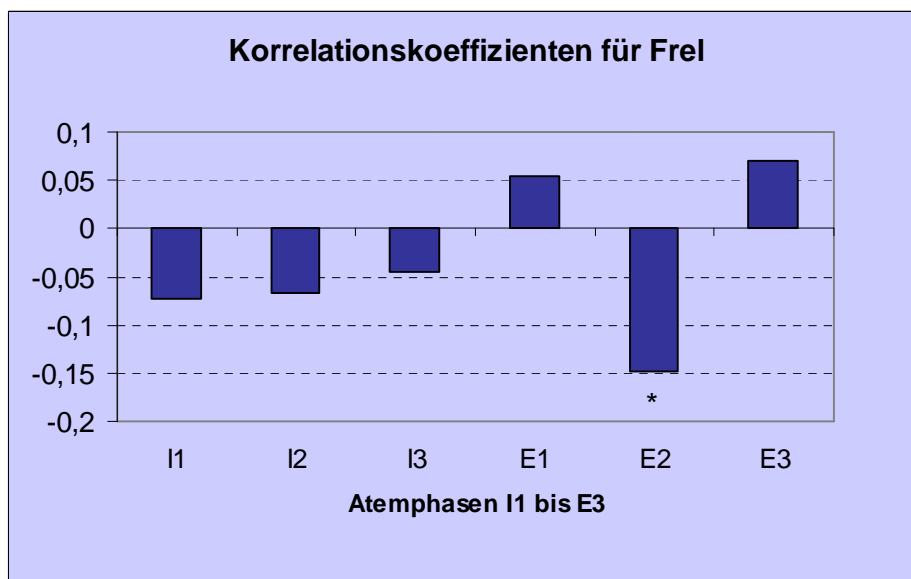


Abb. 14: Darstellung der Korrelationskoeffizienten des Regelfehlers (F_{rel}) eingeteilt in die entsprechenden Atemphasen I1 bis E3 (x-Achse). Die y-Achse zeigt die Höhe des Korrelationskoeffizienten. Positive Korrelation bedeutet Zunahme des Regelfehlers mit fortschreitender Versuchsdauer, negative Korrelation bedeutet Abnahme. Die negative Korrelation zwischen Regelfehler und Versuchsdauer ist für die Atemphase E2 signifikant ($p=0,02$)

Um die zeitlichen Trends zu verdeutlichen und den Einfluss periodischer Schwankungen abzuschwächen, wurden auch in den 6 Gruppen Minuten-Mittelwerte für TL_{rel} , TA_{rel} und F_{rel} gebildet. Die auf der Basis dieser Minuten-Mittelwerte errechneten Korrelationskoeffizienten zeigten deutliche Unterschiede und damit eine Abhängigkeit der zeitlichen Veränderungen der Folgebewegung von der Atmungsphase an (Abb. 15). Die Latenzzeit wurde mit fortschreitender Versuchsdauer in allen Atmungsphasen außer in I2 geringfügig länger, diese Tendenzen waren aber in keiner Atmungsphase statistisch signifikant. Bei der Anstiegszeit erkennt man in den Phasen I2, E1 und E3 eine signifikante positive

Korrelation mit der Versuchsdauer ($r = +0.7$, $p < 0.01$ (I2); $r = +0.5$, $p < 0.05$ (E1, E3)). Der Regelfehler wies dagegen eine signifikant negative Korrelation in der Phase E2 auf ($r = -0.62$, $p = 0.011$), in den übrigen Atemphasen gab es keine klaren Trends. Somit konnte durch die Abschwächung periodischer Schwankungen bei der Ausführung von Folgebewegungen ein Einfluss der Versuchsdauer auf Anstiegszeit und Regelfehler, der in bestimmten Phasen des Atemzuges signifikant ist, gezeigt werden.

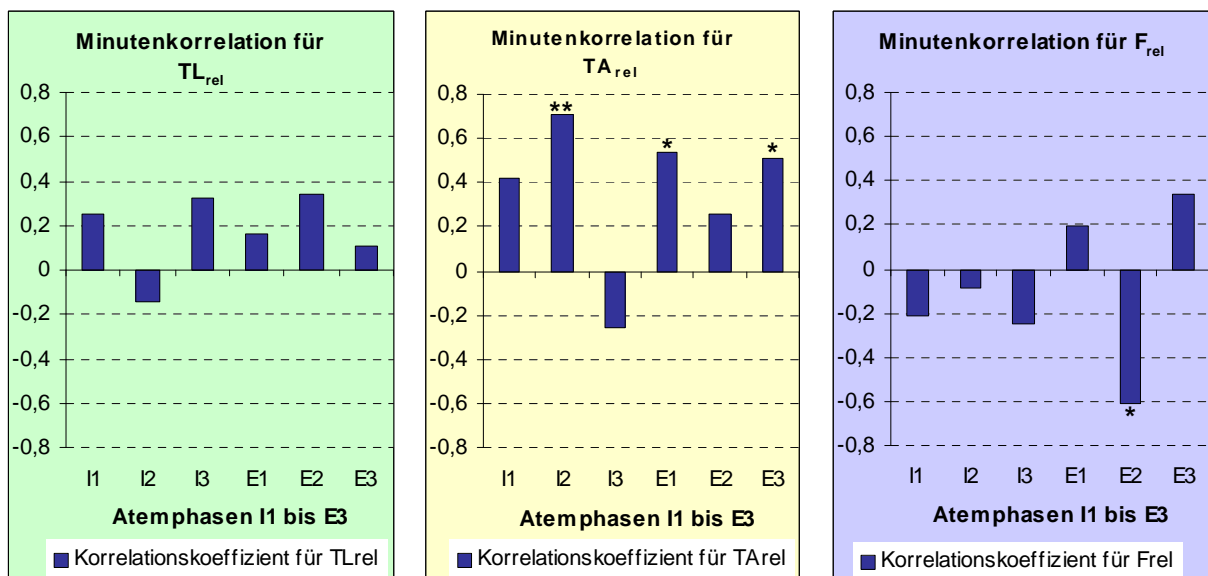


Abb. 15: Darstellung der Korrelationskoeffizienten der Latenzzeit, der Anstiegszeit und des Regelfehlers in Minutenschritten aller Probanden. Die x-Achse zeigt die Atemphasen I1 bis E3, die y-Achse die Höhe des Korrelationskoeffizienten.

4. Diskussion

4.1. Der sprungförmige Folgeregeltest

Optisch geführte Folgeregeltests sind eine standardisierte Methode zur Untersuchung motorischer Systeme bei der Ausführung von Optimierungsaufgaben (Paerisch et al. 1970, Ebert 1991), die z.B. für leistungsphysiologische Fragestellungen, Entwicklungsdiagnostik im Kindesalter (Daseking et al. 2007) oder im Rahmen der Diagnostik und Therapie neuromuskulärer Störungen eingesetzt werden können (Hacisalihzade et al. 1989). An der Ausführung visuell geführter Fingerbewegungen ist ein ganzes Netzwerk motorischer Zentren, die unter anderem im primären motorischen Cortex, im dorsalen parietalen Cortex, in der „supplementary motor area“ (SMA) oder im ipsilateralen vorderen Kleinhirn lokalisiert sind, beteiligt (Grafton et al. 1992; Liu et al. 1997; Miall et al. 2001; Shim et al. 2010). Der in dieser Arbeit angewendete Sprung-Folgeregeltest (step-tracking test) wurde bisher zur Untersuchung der Wechselwirkungen zwischen Atmung und Fingerbewegungen eingesetzt (Raßler et al. 1996, Raßler et al. 1999; Raßler 2000). Zeitliche Beeinflussungen zwischen motorischen Aktivitäten und der Atmung treten zwar bei rhythmischen Bewegungen am deutlichsten zutage, sind jedoch nicht auf diese beschränkt. Auch einzelne kurz dauernde motorische Aktivitäten können Veränderungen im zeitlichen Muster einer gleichzeitig ablaufenden Bewegung hervorrufen (v. Holst 1938). Beim Sprung-Folgeregeltest lässt sich das Vorgabesignal in eine definierbare Beziehung zum Atmungszyklus bringen. Die kurzen Einzelbewegungen, mit denen die sprungförmigen Vorgabesignale beantwortet werden, eignen sich damit gut zur Untersuchung phasenabhängiger Schwankungen sowohl der motorischen als auch der respiratorischen Parameter. Ein weiterer Vorteil besteht in einer genügenden räumlichen Distanz zur Atmungsmuskulatur, um mechanische Einflüsse weitgehend auszuschalten. Ebenso war die Praxisnähe ein entscheidendes Kriterium, einen Fingerfolgeversuch zu wählen. In zahlreichen Bereichen des alltäglichen Lebens gibt es Aufgaben, bei denen die Genauigkeit von Fingerbewegungen (einschließlich Folgebewegungen) im Vordergrund steht. Beispielhaft sind hier Tätigkeiten in Verbindung mit der Computer-Maus, Joysticks, Bedienung von mobiler Kleinelektronik (Smart-Phone, MP3-Player) oder auch diverse Arbeitsschritte in vielen Handwerksberufen. Außerdem handelt es sich um kleine Gelenke und Muskelgruppen sowie um einen äußerst geringen Kraftaufwand der betroffenen Finger- und Handmuskeln, von denen nur ein

vernachlässigbar kleiner metabolischer Einfluss auf die Atmung ausgeht. Damit können die dabei auftretenden Wechselwirkungen zwischen Atmung und Folgebewegungen als hauptsächlich neural bedingt – d.h. auf der gleichen Grundlage wie auch Koordinationsphänomene zwischen Atmung und rhythmischen Bewegungen – angesehen werden. Wir konnten in vorangegangenen Fingerfolgeuntersuchungen zeigen, dass sowohl das zeitliche Atmungsmuster (Dauer von In- und Expiration) als auch die Geschwindigkeit und Genauigkeit der Fingerfolgebewegungen in Abhängigkeit von der Atmungsphase variierten (Raßler et al. 1996; 1999; 2000; Raßler 2000). In der vorliegenden Arbeit wurde hauptsächlich die atmungsphasenabhängige Beeinflussbarkeit der Folgebewegung untersucht.

4.1.1. Kenngrößen der Folgebewegung

Der optisch geführte Folgetest gestattet über die Messung von Latenzzeit, Anstiegszeit und Regelfehler die Beurteilung verschiedener Aspekte der Folgebewegung (Paerisch et al. 1970).

Latenzzeit: Die Latenzzeit ist die Zeitspanne zwischen der Auslösung des Vorgabesignals und dem Beginn der Folgebewegung. Sie umfasst die visuelle Reizaufnahme und Erregungsweiterleitung, die kognitive Umsetzung dieses afferenten Signals in ein motorisches Bewegungsmuster sowie die efferente Leitungszeit und Prozesse der elektromechanischen Ankopplung am Muskel. Wichtige Komponenten der Latenzzeit und ihr zeitlicher Ablauf sind in Abb. 16 schematisch dargestellt. Eine wesentliche Bedeutung bei der Festlegung des Startzeitpunktes der Folgebewegung wird dabei der „supplementary motor area“ (SMA) beigemessen (Deecke et al. 1985).

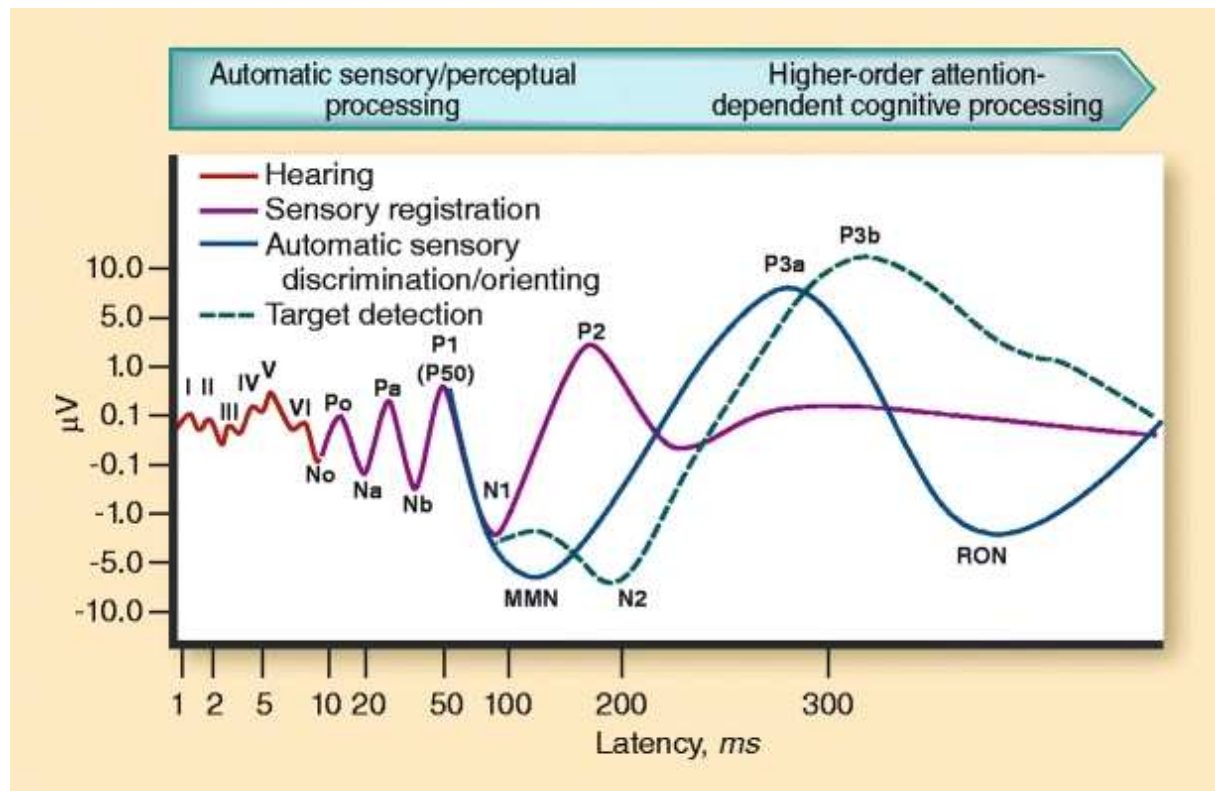


Abb. 16: Schematische Darstellung der EEG Antwortkurve nach akustischer Reizwahrnehmung. I-VI stellen den Verlauf des Hörprozesses dar. Ab N (ca. 10ms) beginnt die sensorische Wahrnehmung. Darauf folgen eine automatische Erkennung von Veränderungen (mismatch negativity (MMN)), eine Ausrichtung oder verdeckte Verschiebung der Aufmerksamkeit (P3a), die Zuteilung von aufmerksamkeitabhängigen Prozessen (P3b) und die Neuausrichtung der Aufmerksamkeit (Abb. aus Rissling et al. 2010).

Da sich die auf die höhere Aufmerksamkeit beziehenden Reaktionsmuster im Bereich von 300ms bewegen, wurde diese lange Zeit als P300 Welle bezeichnet (jetzt auch P3a und P3b – Abb. 16). Emotionale Verknüpfungen von Reizen können die Latenzzeit verkürzen (Grundlage für Lügendetektortests). Anhand der Wiedererkennung von Gesichtern unterschiedlicher Personen konnte dies durch Wild-Wall et al. 2008 dargestellt werden. Hier zeigte sich eine signifikante Verkürzung der Dauer zur P300-Welle bei Erkennung von familienangehörigen Personen. Handelt es sich hingegen um semantische Reize, welche in sich unlogisch oder unschlüssig sind, erfolgt die elektroencephalographisch nachweisbare Reaktion erst im Sinne einer positiven P600 Welle, also ca. 0,6 Sekunden nach Auftreten eines z.B. im Zusammenhang sinnfremden Wortes (Spitzer et al. 1997). Ebenso wurde eine differente Latenzzeit beim Vergleich der Reaktionen auf optische und akustische Reize festgestellt. Die Umwandlung von Lichtenergie in neuronale Impulse, die dann von der Netzhaut an das Gehirn weitergeleitet werden, können bis

30 ms länger dauern, als die Umwandlung von Schallenergie in neuronale Impulse, die dem auditiven System bereitgestellt werden (Weineck 1994). Darüber hinaus gibt es eine weitere große Zahl an möglichen Einflussfaktoren auf die Latenzzeit. Eine Verlängerung kann zum Beispiel durch erhöhtes Alter, Alkoholgenuss, Stimulus im peripheren Gesichtsfeld, geringere Reizintensität oder Umgebungstemperatur über 40° C bedingt werden. Auch getaktete Atmung verlängert die Latenzzeit (Gallego et al. 1991). Zu einer Verkürzung der Latenzzeit führen unter anderem eine Umgebungstemperatur um 35° C oder eine bestehende Muskelvorspannung (Täumer et al. 1970). Dagegen hängt die Latenzzeit bei Reaktionsaufgaben nicht von der jeweils reagierenden Muskelgruppe ab (Williams et al. 2001). Bei längeren Versuchsreihen spielen neben den genannten Einflussgrößen auch die Faktoren Lernen/Übung sowie nachlassende Aufmerksamkeit/Ermüdung eine Rolle (s. Kap.4.3.2.).

Anstiegszeit: Die Anstiegszeit spiegelt die Folgegeschwindigkeit des untersuchten Gelenkes wider. Sie kann willkürlich beeinflusst werden, ist aber auch von den mechanischen Eigenschaften, z.B. der aufzubringenden Kraft und der Steifigkeit des motorischen Teilsystems, in diesem Falle des Arm-Hand-Finger-Systems, abhängig (Paerisch et al. 1970). Analog zur Latenzzeit unterliegt auch die Anstiegszeit einer Reihe von Einflüssen. Bei Training und Übung von Bewegungsabläufen erhöhen häufig wechselnde Bewegungsreize hinsichtlich Richtung, Geschwindigkeit und Beschleunigung von Gelenkbewegungen die Rate afferenter Rückmeldungen aus der Peripherie an die zentralen Instanzen, in denen die zentralen Programmanteile und die peripheren Rückmeldungen integrativ verschaltet werden. Die Verstärkung der afferenten Signale führt zu einer stärkeren Gewichtung und damit zu einem erhöhten Einfluss dieser afferenten Rückmeldungen auf die efferenten Aktivierungsmuster der Muskulatur. Dadurch wird die Geschwindigkeit der resultierenden Bewegung erhöht und der Bewegungsablauf optimiert (Bruhn 2006).

Regelfehler: Der Regelfehler ist ein reziprokes Maß der Bewegungsgenauigkeit (Poulton 1974, Strasser 1974, Schreinicke/Scheuch 1975). Bei Folgebewegungen müssen Geschwindigkeit, Kraft und Position im aktiven motorischen Teilsystem gleichzeitig kontrolliert werden. Eine Zunahme des Regelfehlers wird als Ausdruck einer Störung des Folgeregelprozesses interpretiert (Raßler et al. 1996). Die

Genauigkeit von visuell geführten manuellen Folgebewegungen hängt maßgeblich von der Koordination zwischen Augen- und Handbewegungen ab, bei der vor allem das Kleinhirn eine entscheidende Rolle spielt (Liu et al. 1997; Miall et al. 2001). In diesen Arbeiten wurden visuell geführte Tracking-Tests angewendet. Dabei bestand die Aufgabe in einer kurzen Kontraktion definierter Amplitude von Hand und Fingern auf eine konstante neue Position, d.h. Einstellung einer konstanten Kraft der entsprechenden Beuger. Die Variabilität der Kraft wird durch zahlreiche Faktoren beeinflusst, z.B. durch das Kraftniveau (Christou et al. 2002), das Alter der Versuchsperson (Enoka et al. 2003; Sosnoff/Newell 2006), Stress (Christou 2005), visuelle Kontrolle (Sosnoff/Newell 2006; Baweja et al. 2010), die Atmung (Li/Yasuda 2007), aber auch durch Übung und Ermüdung (s. Kap. 4.3.2.).

4.1.2. Sprungförmige Folgeregelungen als Optimierungsaufgabe

Bei Folgebewegungen stellt die Forderung „so schnell und so genau wie möglich“ eine Optimierungsaufgabe dar. Jede der beiden Kenngrößen Genauigkeit und Geschwindigkeit der Bewegung kann nur auf Kosten der jeweils anderen maximiert werden (sog. *speed-accuracy trade-off*). Diese Beziehung, die durch das Fitts'sche Gesetz (Fitts 1954) beschrieben wird, spiegelt sich auch im Verhalten von Regelfehler und Anstiegszeit wider. Bei unseren Experimenten beobachteten wir häufig, dass sich beide Größen gegensätzlich verhalten, d.h. zu rasche Bewegung bewirkt ein starkes „Überschießen“ der Folgebewegung und damit einen großen Regelfehler; umgekehrt wird das „Überschießen“ vermieden durch „Anschleichen“ an den Vorgabewert, d.h. durch ein Abbremsen der Folgebewegung (Raßler et al. 1996). Dieser „*speed-accuracy trade-off*“ resultiert nicht aus einer bewussten Änderung der Folgetaktik, sondern erfolgt unbewusst. Keiner der Probanden berichtete bei Befragung nach Versuchsende eine bewusste Modulation seiner Folgetaktik; stattdessen gaben alle Versuchspersonen an, hoch motiviert gewesen zu sein, die motorische Aufgabe so gut wie möglich zu erfüllen, d.h. immer größtmögliche Schnelligkeit und Genauigkeit angestrebt zu haben.

4.2. Atmungsphasenabhängige Wechselwirkungen zwischen Atmung und Sprung-Folgebewegungen

4.2.1. Beeinflussung des zeitlichen Atmungsmusters durch die Folgebewegung

Die Atmung ist nicht nur ein vegetativer Prozess, der im Dienst der Homöostase des inneren Milieus steht – sie muss auch als sensomotorischer Prozess betrachtet werden, der lebenslang ununterbrochen abläuft. Beim Start einer beliebigen anderen sensomotorischen Aktivität ändert sich das Atmungsmuster gegenüber entspannter Ruheatmung deutlich. Gewöhnlich nehmen Frequenz und Atemtiefe zu, selbst bei Tätigkeiten, die nur mit geringer Steigerung des Energieumsatzes einhergehen. Auch diese Modulation des Atmungsmusters kann als nervale Beeinflussung durch das motorische System angesehen werden; sie wird als Ergebnis einer von Kortexarealen, die mit motorischen Handlungsprogrammen assoziiert sind, ausgehenden kollateralen Innervation (sog. zentrale Mitinnervation) angesehen. Das zeigte sich in allen früheren Fingerfolgeuntersuchungen unserer Gruppe (Raßler et al. 1996; 1999; 2000; Raßler 2000) und bestätigte sich auch in den vorliegenden Versuchen. Unter Ruhebedingungen (ctrl) betrug die mittlere Atmungsfrequenz $15,4 \text{ min}^{-1}$. Während der Folgetests (exp) stieg sie auf $18,0 \text{ min}^{-1}$; dabei verkürzten sich sowohl T_I als auch T_E um 13 bzw. 14 % (s. Tab. 3). Bei einzelnen, kurzdauernden motorischen Aktionen kann das Atmungsmuster deutlich unregelmäßiger werden als ohne zusätzliche motorische Aktivität. Bei kontinuierlichen, insbesondere rhythmischen, Bewegungen werden die Atemzüge meist regelmäßiger. Diese Atmungsänderungen sind das Ergebnis von zeitlichen Abstimmungen zwischen Atmung und sensomotorischer Zusatzaktivität im Sinne der zentralnervösen Koordination. Allerdings treten stabile zeitliche Beziehungen, wie sie durch zentralnervöse Koordination zustande kommen, gewöhnlich nicht sofort mit Beginn einer rhythmischen Nichtatmungsbewegung auf sondern mit einer Verzögerung von wenigstens ein bis zwei Minuten (Raßler 1988). Diese Wechselwirkungen bestehen auf subkortikaler Ebene (von Holst 1939; Viala 1986; Perségol et al. 1991) und werden daher unbewusst eingestellt und auch kaum bewusst wahrgenommen. Auch unsere Probanden gaben bei einer an den Versuch anschließenden Befragung an, dass sie weder ihre Atmung beachtet noch deren zeitliche Beziehung zur Fingerfolgebewegung bemerkt hatten, weil der Fingerfolgetest ihre ganze

Aufmerksamkeit stark in Anspruch nahm. Die Wechselwirkungen zwischen Atmung und Nichtatmungsbewegungen sind nicht auf rhythmisch-kontinuierliche Bewegungen beschränkt, sondern werden auch durch kurzdauernde Bewegungen hervorgerufen. Mittels Untersuchungen mit visuell geführten Tracking-Bewegungen des Fingers konnte nachgewiesen werden, dass die Änderung des Atmungsmusters abhängig ist vom Zeitpunkt des Atemzuges, an dem das Vorgabesignal erfolgt. So zeigten Untersuchungen unserer Arbeitsgruppe eine Verkürzung der laufenden Inspiration und der zugehörigen Expiration, wenn die Signalgabe in der Inspiration, insbesondere in der frühen Inspiration ausgelöst wurde. Erfolgte die Signalvorgabe in der Expiration, waren heterogene Atmungsänderungen mit Tendenz zur Verlängerung der laufenden (koinzidenten) Expiration zu beobachten (Raßler et al. 1996; 1999; 2000; Raßler 2000). In diesen früheren Untersuchungen verglichen wir die Atemzüge (Inspiration oder Expiration), in denen die Folgeregelung gestartet (d.h. das Vorgabesignal gegeben) wurde, mit der entsprechenden Phase des jeweils vorhergehenden Atemzuges. Die veränderte Dauer des koinzidenten Atemzuges wurde im darauf folgenden Atemzug kompensiert. In den oben zitierten Experimenten erfolgten daher die Vorgabesprünge in größeren zeitlichen Abständen, so dass immer mehrere unbeeinflusste Atemzüge dazwischen lagen. Auch in der vorliegenden Untersuchung wurden signifikante atmungsphasenabhängige Unterschiede im zeitlichen Atmungsmuster gefunden. Wurde das Vorgabesignal in der 2. Hälfte der Inspiration ausgelöst (I3), waren die koinzidente Inspiration und damit auch die Atemperiodendauer signifikant kürzer als im Durchschnitt des Versuchszeitraums. Umgekehrt bewirkte Auslösung des Vorgabesignals nach Beginn der Expiration (E2, E3) eine signifikante Verlängerung dieser Expiration und damit der Atemperiodendauer gegenüber der mittleren Dauer während der Testperiode. In den Atemphasen I1, I2 und E1 zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Diese Ergebnisse entsprechen teilweise den früher gewonnenen. Die Abweichungen sind vorwiegend dadurch bedingt, dass – im Gegensatz zu den früheren Untersuchungen – die Vorgabesignale in dichter Folge gegeben wurden, um in der geplanten Versuchsdauer von etwa 15 Minuten genügend Sprung-Folgebewegungen auszulösen. Damit konnten die mit der Folgebewegung koinzidenten Atemzüge nicht auf ihren jeweiligen Vorgänger bezogen werden, sondern auf den Mittelwert der nicht-koinzidenten Atemzüge während des Tests. Die Phase E3 umfasste den größten Teil der Expirationsdauer. Durch die breite

Verteilung der einzelnen Sprünge war eine differenziertere Beurteilung der phasenabhängigen Wechselwirkungen mit der Atmung in diesem Abschnitt der Expiration nicht möglich. Als Ursache ist die große Variabilität der Expiration in der Versuchssituation anzusehen, die durch die fingermotorische Aktivität bedingt ist und deren Richtung und Ausmaß im Vorfeld nicht hinreichend genau kalkuliert werden konnten. Ein großer Teil der Sprünge, die in der mittleren (40%E) und späten (70%E) Expiration ausgelöst werden sollten, wurde infolge der gegenüber Ruheatmung verkürzten Expirationen tatsächlich in einer späteren Phase gestartet – teilweise fiel das Signal in die Frühphase der folgenden Inspiration, was die überdurchschnittliche Häufung von Vorgabesignalen in Phase I1 erklären kann. Wenn das Vorgabesignal dagegen tatsächlich in die spätere Expiration fiel, wurde die Expirationsdauer gegenüber dem Versuchsmittelwert verlängert. In diesen Fällen fiel der Beginn der Folgebewegung näherungsweise mit dem nächsten Inspirationsbeginn zusammen. Ein solches Verhalten wurde bereits in früheren Untersuchungen wiederholt beobachtet (Raßler 2000; Raßler et al. 2000). Bei kontinuierlichen, besonders bei rhythmischen, Bewegungen kann eine solche Beeinflussung des zeitlichen Atmungsablaufs zu Phasenkoordination zwischen Atmung und Bewegung führen. Dies bedeutet, dass eine Koinzidenz bestimmter Phasen statistisch bevorzugt auftritt (von Holst 1939). In eigenen Experimenten konnten wir wiederholt beobachten, dass der Beginn einer Bewegungsphase bevorzugt mit dem Beginn von In- oder Expiration gekoppelt wird (Raßler et al. 1990; Raßler/Kohl 1996; Raabe 2005). Diese Beziehung wurde auch durch andere Arbeitsgruppen bei unterschiedlichen Nichtatmungsbewegungen bestätigt (Wilke et al. 1975; Kohl et al. 1981; Hill et al. 1988; Mahler et al., 1991; Ebert 1996; Ebert et al. 2002; Fabre et al. 2006). Eine solche Phasenkopplung, die von Holst als Koaktionslage bezeichnete, ist das angestrebte Ergebnis der gegenseitigen zeitlichen Anpassung (von Holst 1939). Die Ergebnisse der Fingerfolgeuntersuchungen lassen den Schluss zu, dass die Wechselwirkung zwischen Atmung und kurzdauernder zusätzlicher Bewegung zum Zeitpunkt des Atemphasenwechsels besonders stark ist. Damit können die beobachteten Modulationen im zeitlichen Atmungsmuster als Ausdruck des Strebens nach Einstellung der Koaktionslage interpretiert werden. Tatsächlich wurde insbesondere dann gehäuft Koinzidenz zwischen Start der Folgebewegung und Atemphasenwechsel erreicht, wenn das Vorgabesignal in der zweiten Hälfte von In- oder Expiration ausgelöst und dadurch eine geeignete Modulation der koinzidenten

Atmungsphase bewirkt wurde (Raßler et al. 1999; 2000; Raßler 2000). Das Koordinationsbestreben und damit die Tendenz, eine Koaktionslage einzustellen, ist dabei nicht auf motorische Prozesse beschränkt; Koinzidenz von In- und Expirationsbeginn wird auch mit sensorischen Signalen (z.B. akustisch, labyrinthär) eingestellt (Haas et al. 1986; Sammon/Darnall 1994; Raßler/Raabe 2003; Raabe 2005). Das Koinzidenzbestreben spiegelt sich in den vorliegenden Versuchen deutlich in der Verteilung der Vorgabesprünge wider. Wir beobachteten eine ausgeprägte Häufung an den Phasenübergängen (Inspirationsbeginn [0I] bzw. Expirationsbeginn [0E]). In diesen Atmungsphasen (I1, E1) lag die mittlere Häufigkeit der Vorgabesignale 30-50 % über der zu erwartenden Gruppenstärke. Dagegen waren die Gruppen I2 und E3 mit etwa zwei Drittel des Erwartungswertes signifikant unterrepräsentiert (s. Abb. 4).

4.2.2. Beeinflussung der Folgebewegung durch die Atmung

Alle von uns untersuchten Parameter der Folgeregelbewegung wurden durch die Atmung phasenabhängig moduliert.

Latenzzeit: Frühere Untersuchungen unserer Arbeitsgruppe zeigten, dass die Latenzzeit beim Fingerfolgetest signifikant kürzer ausfiel, wenn das Vorgabesignal zeitgleich mit Inspirations- oder Expirationsbeginn ausgelöst wurde (Raßler et al. 1996; 1999). Zu einer Verlängerung der Latenzzeit hingegen kam es, wenn das Vorgabesignal in der späteren Inspiration oder Expiration gegeben wurde (Raßler et al. 1996). Häufig führte das zu einer Koinzidenz des Kontraktionsbeginns mit dem Beginn der nächsten Ex- bzw. Inspiration. Die Ergebnisse der aktuellen Untersuchung entsprechen diesen Befunden nur teilweise, vor allem waren die atmungsphasenabhängigen Modulationen geringer ausgeprägt und nicht signifikant.

Anstiegszeit: Auch die Anstiegszeit variiert atmungsphasenabhängig. Frühere Untersuchungen zeigten kürzere Anstiegszeiten, wenn das Vorgabesignal mit Beginn oder im frühen Teil der Expiration gegeben wurde. Wurde das Signal dagegen in der Inspiration oder in der späten Expiration ausgelöst, war die Anstiegszeit länger (Raßler et al. 1996). Auch in der vorliegenden Untersuchung wurden besonders lange Anstiegszeiten in den späten Abschnitten von In- und Expiration (I3, E3; s.

Abb. 11) gemessen. Wie bereits zuvor (s. Kap. 4.2.1.) diskutiert, wird zwischen Atmung und gleichzeitiger zusätzlicher Bewegung die Einstellung einer Koaktionslage, also einer statistisch bevorzugten Phasenbeziehung, angestrebt. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung lassen den Schluss zu, dass die Wechselwirkung zwischen Atmung und kurzdauernder zusätzlicher Bewegung zum Zeitpunkt des Atemphasenwechsels besonders stark ist. Damit könnte die bei rhythmischen Bewegungen wiederholt gefundene bevorzugte Phasenbeziehung – Koinzidenz des Beginns einer Bewegungsperiode mit dem Beginn von Inspiration oder Expiration (Wilke et al. 1975, Kohl et al. 1981, Hill et al. 1988, Raßler et al. 1990, Mahler et al. 1991; Ebert 1996; Ebert et al. 2002; Raßler/Kohl 1996; Fabre et al. 2006) – erklärt werden.

Regelfehler: Ähnlich wie Latenz- und Anstiegszeit wird auch der Regelfehler phasenabhängig durch die Atmung beeinflusst. Er ist besonders klein, wenn das Vorgabesignal mit Inspirationsbeginn oder in der frühen Expiration ausgelöst wurde (Raßler et al. 1996). Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Auslösung des Vorgabesignals den eigentlichen Regelvorgängen etwa 0,5 s (nämlich der Summe aus Latenz- und Anstiegszeit) vorausseilt. Legt man der Phasenzuordnung den Beginn der Einschwingzeit, d.h. das Ende der Anstiegszeit, zugrunde, zeigt sich, dass der Regelfehler am kleinsten ist, wenn die Regelvorgänge etwa in der Mitte sowohl der Inspiration als auch der Expiration ablaufen (Raßler et al. 1996; 1999). Dies trifft auch in der aktuellen Untersuchung zu: wenn das Vorgabesignal in den Phasen I1 und E1 gegeben wird, fallen die Einschwingvorgänge etwa in den mittleren Abschnitt der jeweiligen Atmungsphase. In diesen Phasen fanden wir die kleinsten Regelfehler (Abb. 11).

4.3. Verlaufsabhängige Änderungen des Atmungsmusters und der Folgebewegung

Änderungen im zeitlichen Atmungsmuster sowie in der Ausführung der Folgebewegung im Versuchsverlauf lassen sich auf Faktoren wie Lernen und Üben einerseits sowie Konzentrations- und Aufmerksamkeitsschwankungen, Änderungen der psychischen Anspannung und Ermüdung andererseits zurückführen. Zunächst

wird der Effekt dieser Faktoren auf die einzelnen Prozesse, anschließend der Einfluss auf die Koordination von Atmung und Folgebewegung betrachtet.

4.3.1. Änderung des Atmungsmusters im Verlauf des Folgetests

Während In- und Expirationsdauer mit Start des Fingerfolgetests gegenüber der Ruheatmung signifikant abnahmen (s. Kap. 3.1.1., Tab. 3), schwächte sich dieser Effekt in der zweiten Versuchshälfte wieder ab und führte zu einem signifikanten Anstieg der Atemzugdauer, jedoch nicht auf den Wert unter Ruheatmung. Bei Aufgaben, die erhöhte Konzentration und Aufmerksamkeit verlangen, z.B. Reaktionstests, Kopfrechnen, Leseverständnistests, sind Steigerungen der Atmungsfrequenz beschrieben worden. Es konnte nachgewiesen werden, dass sich die Atemphasen unter hohem Anspruch an die Konzentration signifikant verkürzen (Nishino/Hiraga 1991). In umfangreichen Versuchen mit sowohl feinmotorischen als auch kognitiven Konzentrationstests konnte Danuser-Nideröst dies 2001 belegen. In ihrer Untersuchung waren 5 Versuchsreihen mit unterschiedlichen Ansprüchen an Feinmotorik und Konzentration integriert. Das Spektrum ging von einer reinen Tracking-Aufgabe, bei der die Probanden mittels eines Spezialstiftes einem kleinen planetenähnlichen Punkt auf einem Bildschirm folgen mussten, bis hin zu einer Kombination aus eben genannter Aufgabe, zusätzlicher Erkennung von Farbkombinationen des zu verfolgenden Objekts und einem zusätzlichen zu beantwortenden Bewegungssignal am Bildschirmrand. Auch hier zeigte sich in den Konzentrationsphasen eine deutliche Abnahme der In- und Expirationsdauer mit Zunahme der Atmungsfrequenz. In gleicher Arbeit wurde auch die respiratorische Situation bei bewusster Entspannung untersucht. Dabei wurde deutlich, dass in den Phasen ohne Beanspruchung der Aufmerksamkeit eine Verlangsamung der Atmung und Normalisierung bzw. Verlängerung, besonders der Expirationsdauer, einsetzte (Danuser-Nideröst 2001). Dies lässt für die vorliegende Arbeit den Umkehrschluss zu, dass die in der zweiten Versuchshälfte beobachtete Abschwächung der initialen Atmungsbeschleunigung ein Ausdruck der Aufmerksamkeitsreduktion, entweder im Sinne eines Ermüdungseffekts oder eines Entspannungseffekts, ist. Eine Entspannung tritt z.B. ein, wenn die vorliegende Folgeaufgabe geübt und verstanden wurde und somit als weniger schwierig als am Anfang des Versuchs angesehen wird. Personen, die sich einem 8-wöchigen Stressreduktions- und

Entspannungsprogramm unterzogen hatten, zeigten gegenüber Kontrollpersonen unter submaximaler Belastung signifikant reduzierte Werte von Atmungsfrequenz, Ventilation und Sauerstoffaufnahme (Robert-McComb et al. 2004). In einer Untersuchung in unserer Arbeitsgruppe mit rhythmischen Folgebewegungen konnte gezeigt werden, dass der Leistungsdruck, der den Probanden durch die Instruktion vermittelt wurde, die Atemperiodendauer beeinflusste, so dass sie bei hohem Leistungsdruck signifikant kürzer war als bei geringem. In der gleichen Untersuchung konnte auch eine signifikante Zunahme der Atemperiodendauer mit zunehmender Zahl von Wiederholungen desselben Tests nachgewiesen werden (Krupnik, unveröffentlichte Ergebnisse).

4.3.2. Änderung der Bewegungsparameter im Verlauf des Folgetests

Feinmotorische Bewegungsabläufe, die nur mit geringfügiger muskulär-metabolischer Beanspruchung einhergehen, für die der hier verwendete Fingerfolgetest als Modell dient, können über lange Zeitintervalle ausgeführt werden. Viele dieser feinmotorischen Tätigkeiten, mit denen wir im täglichen Leben häufig konfrontiert werden, stellen hohe Anforderungen an die Konzentration. Einerseits werden diese Bewegungsabläufe durch die lange Dauer und die häufige Wiederholung ihrer Ausführung gelernt und geübt, andererseits lässt gerade die lange Durchführung bei hoher Konzentration Aufmerksamkeitsverlust und Ermüdung erwarten, die Lern- und Übungseffekten entgegenwirken.

Latenzzeit: Die Latenzzeit im hier verwendeten Sprung-Folgeregeltest ist aufgrund der geringen Variabilität afferenter und efferenter Leitungszeiten und synaptischer Übertragungszeiten durch äußere Faktoren nur wenig beeinflussbar. Die für einfache Entscheidungsaufgaben typische Reaktionszeit von ca. 300ms unterlag auch in der vorliegenden Versuchsreihe keiner signifikanten verlaufsabhängigen Veränderung. Eine nicht-signifikante Verkürzung der Latenzzeit konnten wir nur innerhalb der ersten beiden Testminuten beobachten (s. Abb. 8). Das bedeutet, eine Zahl von 15-20 Folgebewegungen ist ausreichend, eine Latenzverkürzung in diesem Fingerfolgetest zu erzielen. Diese Beobachtung bestätigt frühere Befunde zu Lerneffekten bei visuell geführten Fingerfolgebewegungen (Nietzold 2000; Sörgel 2006).

Bei ungeübten Bewegungen kann durch längere Übung der Abläufe eine Verkürzung der Latenzzeit nachgewiesen werden (Täumer et al. 1970). Aufgabe war es in diesem Experiment, mittels eines Messstiftes einem vorgegebenen Lichtpunkt so schnell und genau wie möglich zu folgen. In Versuchen von Augenfolgebewegungen bei Affen wurde die Latenzzeit durch Üben (1800 Wiederholungen) von 500ms auf Werte um 350ms reduziert (Rogal/Fischer 1986). Im Gegensatz zu einfachen motorischen Folgeregelaufgaben ist die Latenzzeit bei Reaktionsaufgaben, die komplexe kortikale Verarbeitungsprozesse erfordern, länger, kann aber durch Lernen und Üben deutlicher verkürzt werden. Bei längerer Versuchsdauer kann dagegen die Latenzzeit durch Gewöhnungs- oder Ermüdungseffekte verlängert werden. In einer Untersuchung, bei der Probanden über einen längeren Versuchszeitraum (bis zu 2 Stunden) einen 4-stelligen Zahlencode, der ihnen über einen Monitor präsentiert wurde, mittels Tastatur erneut eingeben sollten, wurden Verbesserungen der Eingabezeit nachgewiesen (Healy et al. 2004). In derselben Untersuchung konnte jedoch nach einer signifikanten Verkürzung in der Versuchsmitte um ca. 50ms in der zweiten Versuchshälfte eine deutliche Verlängerung der Latenzzeit um ca. 70ms beobachtet werden, die als Ausdruck nachlassender Konzentration gewertet wurde (Healy et al. 2004). Auch die Reaktionszeiten auf einfache Reize, die als kortikale evozierte Potentiale gemessen werden können, werden durch Ermüdung und sinkende Aufmerksamkeit verlängert. Baumann und Mitarbeiter setzten Katzen mit dauerhaft implantierten Elektroden einer 2-stündigen Stimulation durch kombinierte und separate Blitz- und Klickreize aus. Dabei zeigten sich in allen Testreihen eine signifikante Latenzzeitverlängerung und eine verringerte Antwortquote, die als Ausdruck eines Abfalls der kortikalen Aufmerksamkeit interpretiert wurden (Baumann et al. 1967).

Anstiegszeit und Regelfehler: Im Gegensatz zur Latenzzeit wurde die Anstiegszeit in den vorliegenden Experimenten über den Versuchszeitraum signifikant um 18 % länger. Der Regelfehler nahm dagegen im Verlauf des Versuches geringfügig um 6 % ab (s. Abb. 7). Feinmotorische Bewegungen werden durch Lern- und Übungsprozesse verbessert. Dabei wird die größte Verbesserung der Geschicklichkeit bei Armbewegungen im Schultergelenk erreicht, gefolgt von Bewegungen der Hände und der Finger (Potvin et al. 1975). Ilic und Mitarbeiter ließen Probanden schnelle Unterarmbeugungen und -streckungen ausführen, wobei bei jedem Versuch eine bestimmte Endposition zu treffen war. Nach ausgiebigem

vorherigem Training wurden hierbei deutlich bessere Resultate erzielt als vorher (Ilic et al. 1998). Positive Übungseffekte hinsichtlich der Endpunktgenauigkeit wurden auch bei visuell gesteuerten Handbewegungen (Gauthier et al. 1988) und bei visuell gesteuerten isometrischen Kontraktionen von Daumen und Zeigefinger nachgewiesen (Lazarus/Haynes 1997; Christou et al. 2007). Auch in eigenen Untersuchungen mit dem visuell geführten Sprung-Folgetest konnte eine Verkleinerung des Regelfehlers, also Verbesserung der Folgegenauigkeit, nach den ersten Übungsminuten beobachtet werden (Nietzold 2000; Sörgel 2006). Das bestätigt sich auch in der aktuellen Untersuchung; allerdings erfolgte die initiale Abnahme des Regelfehlers in kürzerer Zeit (ca. 2 Minuten, s. Abb. 8). Da die Sprungfolge in dieser Arbeit etwa doppelt so dicht war wie bei den vorigen Untersuchungen (durchschnittlich 8-9 vs. 4-5 Sprünge pro Minute), kann gefolgert werden, dass die Geschwindigkeit des initialen Lerneffektes nicht primär eine Funktion der Zeit sondern der Anzahl von Wiederholungen ist. Beim Erlernen und der Ausführung von Zielbewegungen kommt dem Kleinhirn, und hier insbesondere dem Cerebrocerebellum, eine besondere Bedeutung zu. Durch seine Verschaltungen mit ausgedehnten Arealen des prämotorischen und motorischen Kortex gewährleistet es einen glatten und präzisen Ablauf aller Zielbewegungen. Unter den kortikalen Arealen spielt bei visuell geführten Gliedmaßenzielbewegungen vor allem der posterior-parietale Cortex eine Rolle (Shim et al. 2010). Schädigung dieses Hirnareals bei Katzen führte zu einer deutlichen Störung der zielgerichteten Bewegungen von Vorder- und Hinterpfoten (Drew et al. 2008). Darüber hinaus erhält das Kleinhirn ständige Rückmeldungen über die motorische Aktivität aus der Peripherie. Dadurch kann es aus Fehlern der Willkürbewegungen lernen und Korrekturen vornehmen. Im Laufe des Lebens und Lernens werden so Ablaufschemata verschiedener Bewegungsmuster im Kleinhirn gespeichert. So ist es ab einem bestimmten Lernlevel möglich, alle eingeübten Bewegungsmuster rasch und ohne größere Überlegungen bzw. Anstrengungen abzurufen und auszuführen (Bähr et al. 2003). Die in unserem Versuch beobachtete Verkleinerung des Regelfehlers ist Ausdruck eines Übungs- bzw. Lerneffekts, welcher aufgrund häufiger Wiederholungen als feinmotorischer Algorithmus im Kleinhirn gespeichert und somit einfacher abgerufen werden kann. Die gegensätzlichen Trends von Regelfehler und Anstiegszeit resultieren aus der Optimierungsaufgabe: Im Ergebnis des langen Übens wird vor allem der Regelfehler kleiner; mit zunehmender Zeit und

nachlassender Konzentration wird die rasche Beugung zugunsten höherer Genauigkeit verlangsamt (Nietzold 2000). Allerdings wird auch die Genauigkeit motorischer Folgeaufgabe durch Ermüdung und nachlassende Aufmerksamkeit negativ beeinflusst. Bei einer visuell geführten Trackingaufgabe, die 140 Minuten dauerte, wurde über den Versuchszeitraum zwar keine signifikante Zunahme der Fehlerrate beobachtet, allerdings verlängerte sich die Reaktionszeit auf eine zusätzliche zweite Aufgabe signifikant. Die Autoren sahen dies als Indikator für beginnende Ermüdung an, der früher auftritt als eine signifikante Verschlechterung der primären Trackingaufgabe (Mascord/Heath 1992). Die Ergebnisse sowohl der aktuellen (s. Abb. 7, 8) als auch früherer eigener Untersuchungen mit Sprung-Folgeaufgabe bestätigen dies: In einem Beobachtungszeitraum von bis zu 40 Minuten wurde keine signifikante Zunahme des Regelfehlers nachgewiesen (Nietzold 2000; Sörgel 2006). In allen drei Untersuchungen gaben die Probanden in anschließenden Befragungen an, die Versuche aufgrund der Dauer der Konzentrationsbeanspruchung insgesamt als anstrengend und ermüdend empfunden zu haben. Einige Teilnehmer der aktuellen Untersuchung berichteten zusätzlich, zunehmende Verspannung bzw. Verkrampfung der Hand empfunden zu haben. Diese wird zur beobachteten Verlängerung der Anstiegszeit beigetragen haben. In den vorausgegangenen Untersuchungen wurden keine derartigen Empfindungen mitgeteilt; wahrscheinlich traten sie dort nicht auf, weil die Folgesprünge in deutlich größerem Abstand ausgeführt wurden. Die beschriebenen verlaufsabhängigen Trends waren allerdings durch periodische Schwankungen mit individuell unterschiedlicher Periodendauer im Minutenbereich (Abb. 8) überlagert. Als wesentlicher Einflussfaktor sind Konzentrations- und Aufmerksamkeitsschwankungen in Betracht zu ziehen (Nietzold 2000). In einer Untersuchung von Hoyer (2001) wurden für Vigilanzschwankungen vorwiegend Oszillationen mit Periodendauern unter einer Minute gefunden. Mit dem gleichen Test (D2-Test) konnten jedoch Thoss et al. (1996) auch Periodendauern bis zu 15 Minuten nachweisen. Auch seine Arbeitsgruppe sah als Ursache für die beobachteten periodischen Schwankungen kurzweilige periodische Konzentrations- und Vigilanzschwankungen (Thoss et al. 1998). Schwankungen der Informationsverarbeitung im zentralnervösen Kurzzeitspeicher wurden anhand akustisch eingegebener Informationen durch Stebel und Sinz (1971) untersucht. Dabei wurden die stärksten Schwankungen im Bereich von 2 Minuten gefunden.

Dieses Ergebnis entspricht Befunden von Stebel und Sinz (1970) und von Drischel (1972) zu Reaktionszeiten auf optische und akustische Signale. Da der Tracking-Test durch ein visuelles Signal geführt wurde, ist auch die Periodik des visuellen Systems zu berücksichtigen, für die Thoss et al. (1998) als Vorzugsbereich der Oszillationen 0,5-2min sowie 5-15min beschrieben. In einer früheren Untersuchung zu Übungs- und Ermüdungseffekten auf den Regelfehler beim Finger-Sprungfolgetest wurden derartige periodische Schwankungen ebenfalls gefunden, wobei Periodendauern im Bereich von 2-4 Minuten dominierten; es wurden aber auch deutlich längere Perioden bis zu 8 Minuten gefunden (Sörgel 2006). Obwohl in der vorliegenden Arbeit die Folgesprünge etwa doppelt so dicht aufeinanderfolgten wie in der Untersuchung von Sörgel (durchschnittlich 8-9 vs. 4-5 Sprünge pro Minute), lagen die Periodendauern der Schwankungen in der gleichen Größenordnung. Durch Bildung von Minuten-Mittelwerten wurden diese periodischen Schwankungen geglättet, so dass die darunterliegenden zeitlichen Trends deutlicher zutage traten.

4.4. Atmungsphasenabhängigkeit der Verlaufseffekte

Die Hauptfrage der vorliegenden Arbeit war, ob die Wechselwirkungen zwischen Atmung und Bewegung – also die zentralnervöse Koordination zwischen beiden Prozessen – durch Lern- oder Ermüdungseinflüsse modifiziert werden kann. Konkret bedeutet das: Sind lern- und ermüdungsbedingte Änderungen in bestimmten Atmungsphasen stärker ausgeprägt als in anderen? Wir berechneten dafür den zeitlichen Trend separat für jede der 6 Gruppen I1-E3. Da beim Vergleich unterschiedlicher Regressionsmodelle keine signifikanten Unterschiede in den Ergebnissen zu erkennen waren, fand die lineare Regression als einheitliches Modell Anwendung. Diese erfolgte zunächst auf der Basis der Einzelwerte. Wir fanden eine signifikante positive Korrelation für die Latenzzeit in Phase I3, für die Anstiegszeit in den Phasen I2, E1 und E3. Die Regelfehler zeigten lediglich in E2 eine signifikante negative Korrelation. Die insgesamt sehr niedrigen Korrelationskoeffizienten lassen jedoch keinen Schluss auf einen relevanten zeitlichen Einfluss in diesen Atmungsphasen zu. Es ist jedoch anzunehmen, dass die oben diskutierten periodischen Schwankungen der Bewegungsparameter auch hier einen vorhandenen zeitlichen Trend verschleiern. Eine gleichartige Analyse auf der Basis

der Minuten-Mittelwerte brachte diese Trends dann deutlicher hervor: Die Anstiegszeit wies signifikante zeitliche Trends in den Phasen I2, E1 und E3 auf (s. Abb. 12). Sie zeigen an, dass die Kompensation der Genauigkeit einer durch beginnende Ermüdung latent erschwerten Folgeregelung durch Verlangsamung der Folgebewegung in diesen Phasen besonders ausgeprägt ist. Für den Regelfehler bestand ein signifikant negativer zeitlicher Trend nur, wenn das Vorgabesignal in Phase E2 bzw. im Abschnitt 10-20% E ausgelöst wurde (Abb. 14, 15, Kap. 3.5.2.). Das heißt, nur bei Sprüngen, die in dieser Atmungsphase ausgelöst wurden, wird die Folgegenauigkeit über den gesamten Versuchszeitraum tatsächlich besser, in den übrigen untersuchten Atmungsphasen tritt kein über die Initialphase hinausgehender Übungseffekt auf. Offensichtlich „stört“ die Atmung in dieser Atmungsphase die Folgebewegung am wenigsten, so dass Übungseffekte stärker und Ermüdungseffekte weniger stark wirksam werden. In früheren Experimenten mit Finger-Sprungfolgetests untersuchten wir, in welcher Atmungsphase die Folgeregelung besser bzw. schlechter ausgeführt wurde (unabhängig von Übungs- oder Ermüdungseffekten). Die Ergebnisse zeigten eine ähnliche Atmungsphasenabhängigkeit des Regelfehlers: In der ersten Hälfte der Expiration (etwa zwischen 20 und 60% Expirationsdauer) waren die Regelfehler, aber auch die Anstiegszeit niedrig, so dass die geforderte Optimierung in diesem Abschnitt der Atmung am besten gelang, während in anderen Abschnitten des Atemzuges die Folgeregelung ungenauer war oder nur durch geringere Bewegungsgeschwindigkeit erreicht werden konnte (Raßler et al. 1996; 1999; 2000). Eine geringere Beeinflussung durch die Atmung erlaubt bessere Optimierung von Genauigkeit und Geschwindigkeit. Um die Ergebnisse dieser früheren Untersuchungen mit denen der jetzigen besser vergleichen zu können, kann man eine grobe Kalkulation zu Hilfe nehmen: Bei einer mittleren Expirationsdauer von 2,04 s (s. Tab. 3), einer mittleren Latenzzeit von 0,37 s und einer mittleren Anstiegszeit von 0,19 s (s. Tab. 4), würden bei Signalauslösung zwischen 10 und 20% der Expirationsdauer die eigentlichen Regelvorgänge etwa 0,76 - 0,96 s nach Expirationsbeginn, d.h. zwischen 37 und 47% der Expirationsdauer, starten. Zusammengefasst bedeutet das: Der Einfluss der Atmung, der sich auf eine gleichzeitige Folgeregelbewegung störend auswirkt, ist in einem Zeitintervall zwischen Ende des 1. Drittels und Mitte der Expiration am schwächsten. In diesem Zeitintervall sind feinmotorische Lern-/Übungseffekte am stärksten. Die Expiration läuft unter Bedingungen der Ruheventilation weitgehend

passiv unter Ausnutzung der elastischen Rückstellkraft der Lunge ab, so dass die Aktivität der Atmungsmuskulatur in dieser Phase geringer ist als während der Inspiration. Die Innervationsaktivität zu den Atmungsmuskeln (z.B. im N. phrenicus) klingt in der sehr frühen Expirationsphase (sog. post-Inspirationsphase) allmählich ab (Richter 1996). Hinsichtlich der neuronalen Aktivität lässt sich die Expiration in zwei hauptsächliche Phasen einteilen: in die postinspiratorische Phase (passive Expiration) und in die E2-Phase (aktive Expiration – diese Phase ist nicht mit der in dieser Arbeit definierten Phase E2 zu verwechseln; Richter 1994). Der Übergang zwischen beiden Phasen liegt etwa am Ende des ersten Drittels der Expiration und ist einerseits durch das Ende der Entladungsaktivität der postinspiratorischen Neuronen, andererseits durch den Beginn der allmählich ansteigenden Entladungsaktivität spät-expiratorischer Neuronen gekennzeichnet (Richter 1982; 1996; Duffin 2004). Wir nehmen an, dass die in diesem Übergangsintervall geringere neuronale Aktivität im Atmungszentrum und den Efferenzen zu den Atmungsmuskeln in der ersten Hälfte der Expiration auch den Einfluss der Atmung auf andere motorische Teilsysteme reduziert.

4.5. Schlussfolgerung

Der Erfolg feinmotorischer Lern-/Übungsprozesse variiert atmungsphasenabhängig. In einem Intervall in der ersten Hälfte (etwa zwischen Ende des ersten Drittels und Mitte) der Expiration ist der Einfluss der Atmung auf gleichzeitige feinmotorische Bewegungen besonders klein, und in dieser Atmungsphase können größere Übungserfolge erzielt werden als in anderen Phasen. Eine Ursache für die in dieser Phase besonders kleine „Störwirkung“ der Atmung kann in einer geringeren neuronalen Aktivität im Atmungszentrum und einem geringeren Innervationszustrom zu den Atmungsmuskeln gesehen werden. Das Lernen von feinmotorischen Reaktionen, d.h. von Bewegungen, die als Antworten auf äußere (z.B. visuelle) Signale erfolgen, kann begünstigt werden, wenn das visuelle Signal im ersten Drittel der Expiration (genauer: etwa nach 10-20% der Expirationsdauer) ausgelöst wird und damit die feinmotorische Antwort in die „wenig störende“ Phase der Expiration fällt.

5. Zusammenfassung

Der Stellenwert feinmotorischen Könnens und Handelns steigt im Zeitalter der globalen Vernetzung und Technisierung kontinuierlich an. Hierzu gehören neben den sehr augenscheinlichen Neuerungen unserer Zeit, bei Bedienung von Elektronik (Computer, Mobiltelefon etc.), auch basale Handlungen wie Schreiben, Zeichnen oder Schleifenbinden. Der Feinmotorik wird mittlerweile ein so hoher Stellenwert zugesprochen, dass dieses Kriterium ein wesentlicher Bestandteil bei der Entwicklungsdiagnostik von Kindern darstellt. Vor diesem Hintergrund erscheint es heute wichtiger denn je, die Bedingungen für und Einflüsse auf feinmotorische Lernprozesse zu kennen. Das Erlernen solcher motorischer Abläufe unterliegt vielen Einflüssen und Störgrößen. Ein wesentlicher Punkt hierbei ist, dass Skelettmuskeln nicht völlig isoliert voneinander aktiviert oder entspannt werden können. Somit kommt der Atmung hier ein besonderer Stellenwert zu, da sie eine skelettmotorische Aktivität darstellt, die lebenslang und ununterbrochen abläuft. Eine mögliche gegenseitige Beeinflussung dieser beiden Aktivitäten, Atmung und Erlernen feinmotorischer Handlungsabläufe, wirft weitere Fragen auf. Inwiefern kann die Atmung möglicherweise das Ergebnis feinmotorischer Prozesse beeinträchtigen, oder inwiefern kann durch eine günstige zeitliche Abstimmung zwischen Atmung und feinmotorischer Aufgabe ein besseres Ergebnis erzielt werden? Inwiefern kann man beim Erlernen feinmotorischer Fertigkeiten auch lernen, ungewollte Störungen durch die Atmung zu vermeiden? Die Kernaufgabe der vorliegenden Arbeit lag darin herauszufinden, ob es eine Atemphase gibt, in der feinmotorisches Lernen besonders gut abläuft und die Störung durch die nervale und muskuläre Aktivität des Atemsystems besonders gering ist. Zur Detektion eines solchen Zusammenhanges war ein Experiment notwendig, welches nur kleine Muskelgruppen beansprucht, um metabolische Einflüsse so weit wie möglich auszuschalten. Des Weiteren sollten die beiden motorischen Systeme (Atmung und Versuchsfeinmotorik) so weit wie möglich auseinander liegen, um auch eine rein mechanische Beeinflussung zu eliminieren. Die Entscheidung fiel auf den visuell geführten Fingerfolgetest (Tracking-Test). Die Aufgabe bestand darin, einer auf einem Monitor dargebotenen Sprungfunktion durch rasche Beugung des rechten Zeigefingers, der an ein Goniometer angeschlossen war, so schnell und so genau wie möglich zu folgen. Parallel dazu wurde die Atmung mittels Maske und Pneumotachograph aufgezeichnet. Angeschlossen war dieses

gesamte System an einen Computer, der sowohl die Aufzeichnung der Parameter als auch die Taktung der Vorgabesignale in Bezug auf die jeweilige Atemphase übernahm. Insgesamt wurden 16 Probanden für je 15 Minuten dem Folgebewegungstest unterzogen. Hierbei hatten sie im Mittel 120-130 „Vorgabesprünge“ zu beantworten. Wesentliche Beobachtungsparameter waren neben den Atmungsphasen die Latenzzeit (TL), Anstiegszeit (TA) und der Regelfehler (F). Letzterer ergab sich aus der Summe der Differenzen zwischen Folgefunktion des Probanden und Vorgabefunktion über eine Einschwingzeit von 1,2 sec. Anhand einer vorangegangenen Aufzeichnung der Atmung der Probanden erfolgte die geplante Taktung der Vorgabesprünge in Bezug zur Atmung auf 30% Inspiration, 60% Inspiration, 40% Expiration und 70% Expiration. In der Betrachtung der Rohdaten zeigte sich jedoch, dass diese Verhältnisse nicht mehr vorhanden waren, da sich die Atemphasendauern neben der natürlichen Variation auch durch eine gleichzeitige Konzentrationsänderung während des Versuchs signifikant veränderten. Es erfolgte sowohl eine Betrachtung in 10% Schritten von In- und Expiration, als auch die Unterteilung in je 3 Atemphasen in In- und Expiration anhand der Sprungverteilungshäufungen. Bei der atemphasenunabhängigen Betrachtung der Parameter (TL, TA, F) über den gesamten Versuchszeitraum beobachteten wir eine signifikante Verlängerung sowohl der Latenz- als auch der Anstiegszeit. Der Regelfehler hingegen sank um 6%, allerdings nicht signifikant. Um bekannte individuelle periodische Schwankungen zu eliminieren, erfolgte ebenfalls eine Betrachtung in Minuten-Mittelwerten. Hierbei fanden sich die gleichen Trends. Der für die Folgegenauigkeit interessante Regelfehler zeigte auch hier mit einer Korrelation von $r = -0,45$ eine nicht signifikante Besserung ($p = 0,08$). Bei der Unterteilung in 10%-Klassen wurde lediglich in der Atemphase 10%-20% Expiration ein signifikanter Trend zur Verbesserung des Regelfehlers ($r = -0,18$; $p = 0,016$) nachgewiesen. Bei Betrachtung der Minuten-Mittelwerte konnte dieser noch deutlicher herausgestellt werden ($r = -0,59$; $p = 0,015$). In der alternativen Betrachtung anhand der Sprungverteilung zeigt sich ebenfalls als einziges in Atemphase E2 (6% - 28% Expiration) eine signifikante Reduktion des Regelfehlers über den Versuchszeitraum ($r = -0,15$, $p = 0,02$). Und auch hier konnte dieser zunächst nur als Trend erkennbare Effekt durch die Minuten-Mittelwert-Betrachtung mit einer signifikanten Korrelation belegt werden. ($r = -0,62$, $p = 0,011$). Um die Hauptfrage nach dem Vorliegen einer für feinmotorisches Lernen besonders geeigneten Atemphase

beantworten zu können, bedarf es noch einer weiterführenden Kalkulation der vorliegenden Ergebnisse. Bei einer mittleren Expirationsdauer von 2,04 s (s. Tab. 3), einer mittleren Latenzzeit von 0,37 s und einer mittleren Anstiegszeit von 0,19 s (s. Tab. 4), würden bei Signalauslösung zwischen 10 und 20% der Expirationsdauer die eigentlichen Regelvorgänge etwa 0,76 - 0,96 s nach Expirationsbeginn, d.h. zwischen 37 und 47% der Expirationsdauer, starten. Zusammengefasst bedeutet das: Der Einfluss der Atmung, der sich auf eine gleichzeitige Folgeregelbewegung störend auswirkt, ist in einem Zeitintervall zwischen Ende des 1. Drittels und Mitte der Expiration am schwächsten. In diesem Zeitintervall sind feinmotorische Lern-/Übungseffekte am stärksten. Eine Ursache für die in dieser Phase besonders kleine „Störwirkung“ der Atmung kann in einer geringeren neuronalen Aktivität im Atmungszentrum und einem geringeren Innervationszustrom zu den Atmungsmuskeln gesehen werden. Ebenso läuft die Expiration unter Bedingungen der Ruheventilation weitgehend passiv unter Ausnutzung der elastischen Rückstellkraft der Lunge ab, so dass die Aktivität der Atmungsmuskulatur in dieser Phase geringer ist als während der Inspiration. Das Lernen von feinmotorischen Reaktionen, d.h. von Bewegungen, die als Antworten auf äußere (z.B. visuelle) Signale erfolgen, kann begünstigt werden, wenn das visuelle Signal in der frühen Expiration (im 1. Drittel, genauer nach etwa 10-20% der Expirationsdauer) ausgelöst wird und damit die feinmotorische Antwort in die „wenig störende“ Phase der Expiration fällt.

6. Literaturverzeichnis

1. **Alphen van, J., Duffin, J. (1994):** Entrained breathing and oxygen consumption during treadmill walking. Can J ApplPhysiol. Dec;19(4):432-40
2. **Bähr, M., Frotscher, M. (2003):** Duus' Neurologisch-topische Diagnostik. Tübingen, Freiburg, Göttingen. Georg Thieme Verlag. S. 254-255
3. **Banzett, R.B., Mead, J., Reid, M.B., Topulos, G.P. (1992):** Locomotion in man has no appreciable mechanical effect on breathing. J. Appl. Physiol. 72 (5), 1922-1926
4. **Baumann, H., Baumann, R., Gurk, Ch., Wolter, F. (1967):** Electrophysiological studies of central nervous performance during monotony. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Volume 24, Issue 3, S. 259-273
5. **Baweja, H.S., Kennedy, D.M., Vu, J., Vaillancourt, D.E., Christou, E.A. (2010):** Greater amount of visual feedback decreases force variability by reducing force oscillations from 0-1 and 3-7 Hz. Eur J Appl Physiol. Mar;108(5):935-43.
6. **Bernasconi, P., Kohl, J. (1993):** Analysis of co-ordination between breathing and exercise rhythms in man. J. Physiol. Lond. 471, 693-706
7. **Bernasconi, P., Bürki, P., Bühner, A., Koller, E.A, Kohl, J. (1995):** Running training and co-ordination between breathing and running rhythms during aerobic and anaerobic conditions in human. Eur. J. Appl. Physiol., 1-7
8. **Bramble, D.M., Carrier, D.R. (1983):** Running and breathing in Mammals. Science 219: 251-256
9. **Bramble, D.M., Jenkins, F.A. (1993):** Mammalian locomotor-respiratory integration: Implications for diaphragmatic and pulmonary design. Science 262, 235-240
10. **Bruhn, S. (2006):** Sensorimotor training and movement coordination. Habilitation. Freiburg
11. **Buytendijk, F.J.J. (1956):** Allgemeine Theorie der menschlichen Haltung und Bewegung. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg
12. **Christou, E.A., Grossman, M., Carlton, L.G. (2002):** Modeling variability of force during isometric contractions of the quadriceps femoris, J. Mot. Behav. 34 67–81

13. **Christou, E.A. (2005):** Visual feedback attenuates force fluctuations induced by a stressor. *Med Sci Sports Exerc.* Dec;37(12):2126-33
14. **Christou, E.A., Poston, B., Enoka, J.A., Enoka, R.M. (2007):** Different neural adjustments improve endpoint accuracy with practice in young and old adults. *J Neurophysiol.* May;97(5):3340-50
15. **Danuser-Niederöst, B. (2001):** Motivierte Aufmerksamkeit und Atmung. Habilitationsschrift. Eidgenössische Technische Hochschule Zürich
16. **Daseking, M., Lemcke, J., Macha, T., Petermann, F. (2007):** Perinatal stroke – clinical validity of the ET 6-6). *Z Kinder Jugendpsychiatr Psychother.* Sep;35(5):311-9
17. **Deecke, L., Kornhuber, H.H., Lang, W., Lang, M., Schreiber, H. (1985):** Timing function of the frontal cortex in sequential motor and learning tasks. *Hum Neurobiol* 4:143-154
18. **Drew, T., Andujar, J.E., Lajoie, K., Yakovenko, S. (2008):** Cortical mechanisms involved in visuomotor coordination during precision walking. *Brain Res Rev.* 2008 Jan;57(1):199-211
19. **Drischel, H. (1972):** Biologische Rhythmen. Berlin: Akademie-Verlag
20. **Duffin, J. (2004):** Functional organization of respiratory neurones: a brief review of current questions and speculations. *Exp Physiol.* Sep;89(5):517-29.
21. **Ebert, D. (1991):** Motorik. *Z Physioth* 43: 125-138
22. **Ebert, D. (1996):** Atmung beim Klavierspielen. *Therapiewoche* 15, 800-805
23. **Ebert, D., Raßler, B., Waurick, S. (1998):** Phase relations between rhythmical forearm movements and breathing under normocapnic and hypercapnic conditions. *Advances in Modeling and Control of Ventilation.* Plenum Press, New York, 101-110
24. **Ebert, D., Raßler, B., Hefter, H. (2000):** Coordination between breathing and forearm movements during sinusoidal tracking. *Eur J Appl Physiol.* Mar;81(4):288-96
25. **Ebert, D., Hefter, H., Binkofski, F., Freund, H.-J. (2002):** Coordination between breathing and mental grouping of pianistic finger movements. *Perceptual and motor skills* 95: 339-353
26. **Edel, H. (1999):** Atemtherapeutische Maßnahmen und Methoden aus ärztlicher Sicht. (pp 149-221) In: Edel, H., Knauth, K.: *Atemtherapie.* Urban & Fischer Verlag München-Jena, 6. Auflage

27. **Eldridge, F.L., Millhorn, D.E., Kiley, J.P., Waldrop, T.G. (1985):** Stimulation by central command of locomotion, respiration and circulation during exercise. *Respiratory Physiology* 59:313–317
28. **Euler, C. von (1973):** The role of proprioceptive afferents in the control of respiratory muscles. *Acta Neurobiol. Exp.* 33: 329-341
29. **Fabre, N., Perrey, S., Arbez, L., Ruiz, J., Tordi, N., Rouillon, J.D. (2006):** Degree of coordination between breathing and rhythmic arm movements during hand rim wheelchair propulsion. *Int J Sports Med.* 2006 jan;27(1):67-74
30. **Fitts, P.M. (1954):** The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol.* Jun;47(6):381-91
31. **Gallego, J., Perruchet, P., Camus, J.F. (1991):** Assessing attentional control of breathing by reaction time. *Psychophysiology.* 28:217-224.
32. **Gandevia, S.C., Butler, J.E., Taylor, J.L., Crawford, M.R., (1998):** Absence of viscerosomatic inhibition with injections of lobeline designed to activate human pulmonary C fibres. *J. Physiol.* 511, 289–300
33. **Gauthier, G.M., Vercher, J.L., Mussa Ivaldi, F., Marchetti, E. (1988):** Oculo-manual tracking of visual targets: control learning, coordination control and coordination model. *Exp. Brain Res.* 73 (1), 127-137
34. **Garlando, F., Kohl, J., Koller, E.A., Pietsch, P. (1985):** Effect of coupling the breathing – and cycling rhythms on oxygen uptake during bicycle ergometry. *Eur. J. Appl. Physiol.* 54, 497-501
35. **Grafton, S.T., Mazziotta, J.C., Woods, R.P., Phelps, M.E. (1992):** Human functional anatomy of visually guided finger movements. *Brain* 115: 565-587
36. **Grimm, U. (1991):** Hintergrundaktivität des Nervensystems – gemessen am Muskeltonus – bei verschiedenen fokussierten Vordergrunderregungszuständen. Dissertation, Universität Leipzig
37. **Hacisalihzade, S.S., Mansour, M., Albani, C. (1989):** Optimization of symptomatic therapy in Parkinson's disease. *Transact Of Biomed Engineering* 36: 363-371
38. **Haas, F., Distenfeld, S., Axen, K. (1986):** Effects of perceived musical rhythm on respiratory pattern. *J. Appl. Physiol.* 61: 1185-1191
39. **Healy, Alice F., Kole, James A., Buck-Gengler, Carolyn J., Bourne, Lyle E. (2004):** Effects of Prolonged Work on Data Entry Speed and Accuracy. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, Vol 10(3), Sep 2004, 188-199

40. **Hill, A.R., Adams, J.M., Parker, B.E., Rochester, D.F. (1988):** Short-term entrainment of ventilation to the walking cycle in humans. *J. Appl. Physiol.* 65 (2), 570-578
41. **Holst, E. von (1938):** Über relative Koordination bei Säugern und beim Menschen. *Pflügers Arch.* 240, 44-59
42. **Holst, E. von (1939):** Die relative Koordination als Phänomen und als Methode zentraler Funktionsanalyse. *Ergebn. d. Physiol. Bd.* 42, 228-306
43. **Hoyer, K. (2001):** Periodische Schwankungen der auditiven Sensibilität des Menschen im Zusammenhang mit Oszillationen der Herzfrequenz und der Aufmerksamkeit. Medizinische Dissertation, Universität Leipzig
44. **Ilic, D.B., Mirkov, D.M., Jaric, J. (1998):** Learning transfer from flexion to extension movements: importance of the final position. *Motor Control* 2 (3), 221-227
45. **Jasinkas, C.L., Wilson, B.A., Hoare, J. (1980):** Entrainment of breathing rate to movement frequency during work at two intensities. *Respir. Physiol.* 42, 199-209
46. **Kohl, J., Koller, E.A., Jäger, M. (1981):** Relation between pedalling – and breathing rhythm. *Eur. J. Appl. Physiol.* 47, 223-237
47. **Krogh, A., Lindhard, J. (1913):** The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *J Physiol (London)* 47: 112-136
48. **Lafortuna, C.L., Reinach, E., Saibene, F. (1996):** The effects of locomotor-respiratory coupling on the pattern of breathing in horses. *J Physiol.* Apr 15;492 (Pt 2):587-96
49. **Lazarus, J.A.C., Haynes, J.M. (1997):** Isometric pinch force control and learning in older adults. *Exp. Aging Res.* 23 (2), 179-199
50. **Li, S., Yasuda, N. (2007):** Forced ventilation increases variability of isometric finger forces. *Neurosci Lett* 412 : 243-247
51. **Liu, X., Miall, R.C., Aziz, T.Z., Palace, J.A., Haggard, P.N., Stein, J.F. (1997):** Analysis of action tremor and impaired control of movement velocity in multiple sclerosis during visually guided wrist-tracking tasks. *Mov Disord* 12: 992-999
52. **Loring, S.H., Mead, J., Waggenger, T.B. (1990):** Determinants of breathing frequency during walking. *Resp. Physiol.* 82, 177-188

53. **MacIennan, S.E., Silvestri, G.A., Ward, J., Mahler, D.A. (1994):** Does entrained breathing improve the economy of rowing? *Med. Scienc. Sports Exerc.* 26 (5), 610-614
54. **Mahler, D.A., Shuhart, C.R., Brew, E., Stukel, T.A. (1991):** Ventilatory responses and entrainment of breathing during rowing. *Med.Sci. Sports Exerc.* 23 (2), 186-192
55. **Mascord D.J., Heath R.A. (1992):** Behavioral and physiological indices of fatigue in a visual tracking task. *J. Safety Res.*, 23, pp. 19–25
56. **McDermott, W.J., Van Emmerik, R.E., Hamill, J. (2003):** Running training and adaptive strategies of locomotor-respiratory coordination. *Eur J Appl Physiol.* Jun;89(5):435-44
57. **Miall, R.C., Reckess, G.Z., Imamizu, H. (2001):** The cerebellum coordinates eye and hand tracking movements. *Nat Neurosci.* Jun;4(6):638-44
58. **Nishino, T., Hiraga, K. (1991):** Coordination of swallowing and respiration in unconscious subjects. *J Appl Physiol* 70: 988-993
59. **Nietzold, I. (2000):** Zentralnervöse Koordination zwischen Atmung und Feinmotorik unter gesteigertem Atmungsantrieb durch Hyperkapnie. Medizinische Dissertation, Universität Leipzig
60. **Overeem, S., Taal, W., Ocal Gezici, E., Lammers, G.J., Van Dijk, J.G., (2004):** Is motor inhibition during laughter due to emotional or respiratory influences? *Psychophysiology* 41, 254–258
61. **O’Halloran, J., Hamill, J., McDermott, W.J., Remelius, J.G., van Emmerik, R.E.A. (2012):** Locomotor-respiratory coupling patterns and oxygen consumption during walking above and below preferred stride frequency. *Eur J Appl Physiol* Mar; 112(3):929-40
62. **Paerisch, M., Kleibert, G., Richter, E., Spengler, R. (1970):** Bericht über Sinn und Zweck einer Analyse des Übertragungsverhaltens von menschlichen Teilsystemen, dargestellt am skelettmotorischen Teilsystem zur Steuerung und Regelung von Streck- und Beugebewegungen im Kniegelenk (Ergebnisbericht). Forschungsinstitut für Körperkultur und Sport, Leipzig
63. **Perségol, L., Jordan, M., Viala, D., Fernandez, C. (1988):** Evidence for central entrainment of the medullary respiratory pattern by the locomotor pattern in the rabbit. *Experimental Brain Research.* Volume 71, Number 1, S. 153-162

64. **Perségol, L., Jordan, M., Viala, D. (1991):** Evidence of entrainment by locomotor pattern in human. *J. Physiol. Paris* 85, 38-43
65. **Poulton, E.C. (1974):** Tracking skill and manual control. Academic Press, New York, San Francisco, London
66. **Potvin, A.R., Tourtellotte, W.W., Henderson, W.G., Snyder, M.S. (1975):** Quantitative Examination of neurological function: reliability and learning effects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 56, 438-442
67. **Raabe, J. (2005):** Koordination des Atemrhythmus mit rhythmischen, horizontalen Kopfbewegungen, rhythmischen Augenbewegungen und mit passiven Körperdrehungen. Diss., Universität Leipzig
68. **Raßler, B. (1988):** Koordination zwischen Atem- und Nichtatemmotorik beim Menschen. Diss., Universität Leipzig
69. **Raßler, B., Waurick, S., Ebert, D. (1990):** Einfluß zentralnervöser Koordination im Sinne von Holsts auf die Steuerung von Atem- und Extremitätenmotorik des Menschen. *Biol. Cybern.* 63, 457-462
70. **Raßler, B., Ebert, D., Waurick, S., Junghans, R. (1996):** Coordination between breathing and finger tracking in man. *J. Mot. Behaviour* 28 (1), 48-56
71. **Raßler, B., Kohl, J. (1996):** Analysis of coordination between breathing and walking rhythms in humans. *Respir. Physiol.* 106, 317-327
72. **Raßler, B., Nietzold, I., Waurick, S. (1999):** Phase-dependence of breathing and finger tracking movements during normocapnia and hypercapnia. *Eur J Appl Physiol* 80: 324-332
73. **Raßler, B., Bradl, U., Scholle, H-C. (2000):** Interactions of breathing with the postural regulation of the fingers. *Clin Neurophysiol* 111: 2180-2187
74. **Raßler, B. (2000):** Mutual nervous influences between breathing and precision finger movements. *Eur J Appl Physiol.* Apr;81(6):479-85
75. **Raßler, B., Kohl, J. (2000):** Coordination-related changes in the rhythms of breathing and walking in humans. *Eur J Appl Physiol* 82: 280-288
76. **Raßler, B., Raabe, J. (2003):** Co-ordination of breathing with rhythmic head and eye movements and with passive turnings of the body. *Eur J Appl Physiol.* Sep;90(1-2):125-30
77. **Richter, D.W. (1982):** Generation and maintenance of the respiratory rhythm. *J. Exp. Biol.* 100, 93-97

78. **Richter, D.W. (1994):** Control of respiration. In: Human physiology: from cellular mechanisms to integration. Springer: Berlin, Heidelberg, New York
79. **Richter, D.W., Pierrefiche, O., Lalley, P.M., Polder, H.R. (1996):** Voltage-clamp analysis of neurons within deep layers of the brain. J Neurosci Methods. Aug;67(2):121-3
80. **Rissling, A.J., Makeig, S., Braff, D.L., Light, G.A. (2010):** Neurophysiologic Markers of Abnormal Brain Activity in Schizophrenia. Curr Psychiatry Rep. 12(6): 572-578.
81. **Robert-McComb, J.J., Tacon, A., Randolph, P., Caldera, Y. (2004):** A pilot study to examine the effects of a mindfulness-based stress-reduction and relaxation program on levels of stress hormones, physical functioning, and submaximal exercise responses. J Altern Complement Med. Oct;10(5):819-27
82. **Rogal, L., Fischer, B. (1986):** Eye-Hand-Coordination: A Model for Computing Reaction Times in a Visually Guided Reach Task. Biological Cybernetics. 55, 263-273
83. **Sachs, L. (1992):** Angewandte Statistik. 7. Aufl., Springer-Verlag Berlin Heidelberg
84. **Sammon, M.P., Darnall, R.A. (1994):** Entrainment of respiration to rocking in premature infants: coherence analysis. J. Appl. Physiol. 77: 1548-1554
85. **Schöner, G., Kelso, J.A.S. (1988):** A Synergetic Theory of Environmentally-Specified and Learned Patterns of Movement Coordination. Biol. Cybern. 58: 71-89
86. **Schreinicke, G., Scheuch, K. (1975):** Eine Anlage zur Simulation sensumotorischer Regeltätigkeit (Kompensationstracking). Z ges Hygiene 21: 365-368
87. **Shim, W.M., Alvarez, G.A., Vickery, T.J., Jiang, Y.V. (2010):** The number of attentional foci and their precision are dissociated in the posterior parietal cortex. Cereb Cortex. Jun;20(6):1341-9
88. **Siegmund, G.P., Edwards, M.R., Moore, K.S., Tiessen, D.A., Sanderson, D.J., McKenzie, D.C. (1999):** Ventilation and locomotion coupling in varsity male rowers. J Appl Physiol. Jul;87(1):233-42
89. **Sörgel, H. (2006):** Untersuchung zu Wechselwirkungen zwischen Atmung und visuell geführten Folgebewegungen der oberen Extremität. Medizinische Dissertation. Universität Leipzig

90. **Sosnoff, J.J., Newell, K.M. (2006):** Aging, visual intermittency, and variability in isometric force output. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci.* 61 : 117-124.
91. **Spitzer, M., Weisbrod, M., Winkler, S., Maier, S. (1997):** Ereigniskorrelierte Potentiale bei semantischen Sprachverarbeitungsprozessen schizophrener Patienten. *Nervenarzt* 68: 212-225
92. **Stebel, J., Sinz, R. (1970):** Periodische Reaktionszeitschwankungen beim Menschen. *Naturwissenschaften* 57:501
93. **Stebel, J., Sinz, R. (1971a):** Nachweis einer 2-Minuten-Periodik im zentralnervösen Kurzspeicher bei akustischer Informationseingabe. *Acta Biol Med Germ.* 27, 585-594
94. **Stebel, J., Sinz, R. (1971b):** On central nervous minute-periodicity and its coordination. *J interdiscipl Cycle Res* 2:63-72
95. **Steinacker, J.M., Both, M., Whipp, B.J. (1993):** Pulmonary mechanics and entrainment of respiration and stroke rate during rowing. *Int. J. Sports Med.* 14, 15-19
96. **Strasser, H. (1974):** Vergleichende Untersuchungen des Lernverlaufs in Trackingtests mit konstantem bzw. quasi-konstantem und sich adaptiv einstellendem Schwierigkeitsgrad. *Eur J Appl Physiol* 32: 291-313
97. **Takano, N., Deguchi, H. (1997):** Sensation of breathlessness and respiratory oxygen cost during cycle exercise with and without conscious entrainment of the breathing rhythm. *Eur. J. Appl. Physiol.* 76 (3), 209-213
98. **Täumer, R., Schlier, Ch., Schmidt, C., Schupp, W. (1970):** Die Abhängigkeit der Reaktionszeit von der zeitlichen Folge optischer Reize. *Biological Cybernetics.* Volume 7, Number 5, 183-191
99. **Tibes, U. (1977):** Reflex inputs to the cardiovascular and respiratory centers from dynamically working canine muscles. *Circulation Res.* 41, 332-341
100. **Thoss, F., Bartsch, B., Eckstein, J., Richter, J. (1996):** Fluctuation of visual threshold and mental activity. *Eur J Physiol* 431:R57
101. **Thoss, F., Bartsch, B., Stebel, J. (1998):** Analysis of oscillations of the visual sensitivity. *Vision Res* 38:139-142
102. **Tuller, B., Kelso, J.A.S. (1989):** Environmentally-specified patterns of movement coordination in normal and split-brain subjects. *Exp. Brain Res.* 75, 306-316

103. **Viala, D. (1986):** Evidence for direct reciprocal interactions between the central rhythm generators for spinal "respiratory" and locomotor activities in the rabbit. *Exp Brain Res.* 63(2):225-32
104. **Viala, D., Freton, E. (1979):** Evidence for respiratory and locomotor pattern generators in the rabbit cervico-thoracic cord and for their interactions. *Exp. Brain Res.* 49: 247-256
105. **Viala, D., Perségon, L., Palisses, R. (1987):** Relationship between phrenic and hindlimb extensor activities during fictive locomotion. *Neuroscience Letters* 74, 49-52
106. **Waurick, S. (1973):** The influence of eye-tracking movements on the breathing pattern in man. *Physic. Fitness Prague*, 443-448
107. **Weineck, J. (1994):** Sportanatomie. Balingen: Perimed-Verlag, S. 420
108. **Weineck, J. (2004):** Sportbiologie. Spitz Verlag GmbH. S. 582
109. **Wild-Wall, N., Dimigen, O., Sommer, W. (2008):** Interaction of facial expressions and familiarity: ERP evidence. *Biological Psychology* 77(2):138-149
110. **Wilke, J.T., Lansing, R.W., Rogers, C.A. (1975):** Entrainment of respiration to repetitive finger tapping. *Physiological Psychology* 3 (4), 345-349
111. **Williams, L.R., Jasiewicz, J.M., Simmons, R.W. (2001):** Coincidence timing of finger, arm and whole body movement. *Percept. Mot. Skills.* 92: 535-547

7. Danksagung

Danken möchte ich Herrn Professor Dr. med. Jens Eilers, für die Möglichkeit, die vorliegende Dissertation im Carl-Ludwig-Institut für Physiologie der Universität Leipzig entwickeln zu können. Besonderer Dank gilt Frau PD Dr. med. habil. Beate Raßler, die die vorliegende Dissertation beginnend von der Konzeption bis hin zur Auswertung als Betreuer unterstützte. Sie lehrte mich in akribischer Kleinstarbeit und unermüdlicher Geduld das wissenschaftliche Arbeiten. Auch ist es ihrer kontinuierlichen und verständnisvollen Sichtweise zu verdanken, dass diese Arbeit trotz wiederkehrender Bearbeitungsverzögerungen unterschiedlichster Ursachen, letztendlich doch noch vollendet werden konnte. Ebenso möchte ich meiner Ehefrau Theresa Hogh für ihr Verständnis, den entgegengebrachten Glauben und die starke emotionale Unterstützung danken.

8. Anhang

8.1. Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

.....

Datum

.....

Unterschrift

8.2. Lebenslauf